

SISTEMA ELECTRÓNICO PARA EL ANÁLISIS DE LA MARCHA HUMANA EN EL PLANO SAGITAL

JUAN MANUEL LUNA LÓPEZ



UNIVERSIDAD DEL VALLE

Escuela de Ingeniería Eléctrica y Electrónica

Santiago de Cali, COLOMBIA

Junio de 2017

SISTEMA ELECTRÓNICO PARA EL ANÁLISIS DE LA MARCHA HUMANA EN EL PLANO SAGITAL

JUAN MANUEL LUNA LÓPEZ
lunalopezjm@gmail.com

TRABAJO DE GRADO
como requisito parcial para optar al título de
INGENIERO ELECTRÓNICO

dirigido por

ESTEBAN EMILIO ROSERO, *Ph.D.*
FABIO GERMÁN GUERRERO, *M.Sc.*



UNIVERSIDAD DEL VALLE

Facultad de Ingeniería
Escuela de Ingeniería Eléctrica y Electrónica
Santiago de Cali, COLOMBIA
2017



Este trabajo de grado se pone a disposición del público de acuerdo a la Licencia Creative Commons Reconocimiento - No comercial - Sin obras derivadas 2.5 Colombia (CC BY-NC-ND 2.5 CO), cuyo texto completo se encuentra disponible en <https://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/2.5/co/>.

La mayoría de las figuras usadas en este trabajo de grado son creación del autor y se distribuyen bajo la licencia mencionada. La excepción a esto la constituyen las figuras que han sido reproducidas o adaptadas desde otras fuentes: estas se listan en el Anexo A junto a la información de sus licencias respectivas.

A Estefanía, por compartirme su cariño y soñar a mi lado.

A Manuel, pues siempre cuento con su consejo y apoyo.

A Maritza, por demostrarme todos los días el significado de esfuerzo y de amor.

Agradecimientos

Agradezco principalmente a mis directores, Esteban Rosero García y Fabio Guerrero Moreno, pues sin su ayuda, guía y experiencia habría sido imposible la culminación de este trabajo.

De igual manera, agradezco el apoyo brindado por el Grupo de investigación en Control Industrial - GICI. Los profesores José Miguel Ramirez Scarpetta y Sergey Gonzalez Mejía me acompañaron en el proceso de desarrollo y sus observaciones y recomendaciones fueron fundamentales para el resultado aquí presentado.

Adicionalmente doy las gracias a Alejandro Astudillo Vigoya, cuya asesoría fue invaluable tanto para la selección de los componentes electrónicos como para su integración con sistemas embebidos. Por su parte, la ayuda de William Mauricio Giraldo fue crucial para elegir las plataformas de software utilizadas.

Agradezco también al profesor Hernando Vásquez, pues durante todo el transcurso de mi carrera brindó su atenta colaboración desde la dirección de la escuela de Ingeniería Electrónica.

De igual manera, doy gracias a la Vicerrectoría de Investigaciones por otorgar financiación para este proyecto por medio de su programa Semilleros de Investigación, enfocado a estudiantes de pregrado.

Finalmente, agradezco a la Universidad del Valle por trabajar incansablemente de acuerdo a su misión, ayudando el desarrollo regional y construyendo una sociedad más justa y democrática.

Índice general

1	Objeto de investigación	1
1.1	Definición del problema	1
1.2	Justificación	1
1.3	Objetivos	2
2	Marco teórico	3
2.1	La marcha humana	3
2.1.1	Ciclo de marcha	4
2.1.2	Parámetros de la marcha	5
2.2	Antecedentes de la medición de la marcha	6
2.3	Enfoque del sistema de medición	9
2.4	Convenciones anatómicas	10
2.5	Convenciones cinemáticas	12
2.5.1	Sistema global de coordenadas	12
2.5.2	Centros de masa	13
2.5.3	Modelos biomecánicos	13
2.6	Ángulos articulares	14
2.6.1	Ejes articulares mecánicos y anatómicos	14
2.6.2	Ejes articulares según las recomendaciones de la ISB	16
2.6.3	Ángulos a partir de los planos anatómicos	16
2.6.4	Rangos típicos de ángulos articulares	18
3	Sistema de medición	19
3.1	Variables cinemáticas de interés	19
3.2	Valoración clínica de la marcha	20
3.3	Tecnologías de análisis cinemático	20
3.3.1	Selección de tecnología base del sistema de medición	21
3.4	Estructura general del sistema	23
3.5	Selección de componentes	25
3.5.1	Requerimientos para la medición inercial	25
3.5.2	Selección del sensor inercial	26
3.5.3	Comunicación inalámbrica	27
3.5.4	Componentes adicionales	29
3.6	Diseño del sistema	29
3.6.1	Topología física de los módulos	29
3.6.2	Topología de comunicación	30
3.6.3	Esquema de adquisición de datos	30
3.6.4	Trama de datos	33
3.6.5	Interconexión del sistema	34

3.6.6	Consumo de energía	36
3.6.7	Silvereye: símbolo del sistema	37
4	Aplicación virtual	39
4.1	Enfoque de la aplicación virtual	39
4.2	Ángulos articulares a partir de IMU	40
4.2.1	Variables usadas en el cálculo angular	40
4.2.2	Ubicación de sensores inerciales en el cuerpo humano	41
4.3	Escenario de medición	45
4.3.1	Rotaciones en R3 y su representación	46
4.4	Convenciones cinemáticas de la aplicación	47
4.4.1	Montaje sensorial	48
4.4.2	Modelo cinemático	48
4.5	Calibración de postura del modelo	50
4.5.1	Sistema coordinado virtual	50
4.6	Orientación de los segmentos inferiores	52
4.7	Cálculo de ángulos articulares	53
4.8	Implementación de la aplicación virtual	54
4.8.1	Interfaz gráfica	54
5	Validación	57
5.1	Pruebas de validación y resultados	57
5.1.1	Consumo de energía	57
5.1.2	Alcance inalámbrico	58
5.1.3	Trama y frecuencias de muestreo	59
5.1.4	Ángulo sagital	62
5.2	Limitaciones del sistema de medición	66
6	Conclusiones	69
6.1	Recomendaciones y trabajo futuro	70
	Anexo A: Atribución de figuras	76
	Anexo B: Definiciones matemáticas	77
	Anexo C: Diagramas electrónicos	78
	Anexo D: Código fuente del sistema	80

Índice de tablas

2.1	Parámetros básicos de la marcha	6
2.2	Tecnologías usadas para cada área de análisis de la marcha	8
2.3	Términos anatómicos de ubicaciones relativas	10
2.4	Rangos angulares típicos de los movimientos articulares.	18
3.1	Comparación de tecnologías para el análisis cinemático.	21
3.2	Detalles de las principales tecnologías de medición cinemática.	22
3.3	Comparación entre sistemas portátiles y fijos.	22
3.4	Comparación de sistemas comerciales de medición inercial.	26
3.5	Rangos de medición del sensor BNO055	27
3.6	Comparación de tecnologías de transmisión inalámbrica.	28
3.7	Primeros dos bytes de la trama de datos.	33
3.8	Calibración de un módulo inercial.	34
3.9	Nomenclatura para bytes de cinemática en la trama.	34
3.10	Consumo de corriente	36
3.11	Niveles de la batería de litio-ión.	36
4.1	Ángulos a partir de cuaterniones articulares	54
5.1	Tasa efectiva vs distancia	58
5.2	Resultados de prueba angular con goniómetro	64
5.3	Resultados de prueba angular de rodilla	64
5.4	RMSE para F/E de rodilla en la literatura	66

Índice de figuras

2.1	Ciclo de marcha humana	4
2.2	Planos anatómicos y segmentos inferiores	11
2.3	Movimientos articulares de los miembros inferiores.	11
2.4	Centros de masa y sistemas coordenados locales	12
2.5	Modelos biomecánicos de la marcha	13
2.6	Ejes mecánicos vs. ejes anatómicos	15
2.7	Ejes articulares a partir de segmentales	16
2.8	Ángulos de proyección en el plano sagital	17
3.1	Estructura general del sistema de medición	24
3.2	Componentes de los módulos inerciales y el concentrador.	30
3.3	Esquema de comunicación del sistema	31

3.4	Algoritmos de la red inalámbrica.	32
3.5	Trama de datos del sistema de medición.	33
3.6	Niveles TTL para el módulo maestro.	35
3.7	Silvereye y su representación vectorial, símbolo del sistema.	37
4.1	Filtro complementario.	41
4.2	Desalineación entre sensor y segmento	43
4.3	Movimientos de calibración	44
4.4	Ejes coordenados globales.	45
4.5	Medición de orientación con IMU de Silvereye	45
4.6	Cuaternión como rotación eje-ángulo.	46
4.7	Interpretación del producto de cuaterniones	47
4.8	Montaje de los sensores de Silvereye	48
4.9	Montaje correcto del módulo inercial en la espalda	49
4.10	Ejes del modelo cinemático en la posición anatómica.	49
4.11	Sistema coordenado del módulo inercial de la espalda baja.	50
4.12	Creación del marco virtual de referencia.	50
4.13	Interfaz de la aplicación virtual	56
5.1	Variación del voltaje de la batería en el tiempo.	58
5.2	Bits correctos vs distancia	59
5.3	Señal del acelerómetro triaxial	60
5.4	Señal del magnetómetro triaxial	60
5.5	Señal del giroscopio triaxial	61
5.6	Señal del cuaternión	61
5.7	Goniómetro	62
5.8	Prueba de rodilla	63
5.9	Ángulo del goniómetro estimado por Silvereye y Kinovea	65
5.10	Ángulo de flexión/extensión de la rodilla estimado por Silvereye y Kinovea	65

Resumen

Este trabajo propone un sistema electrónico para analizar la cinemática de la marcha humana a partir de sensores inerciales. Dicho sistema es compacto, portátil e inalámbrico y permite medir los procesos de marcha sin alterarlos, lo que lo convierte en una herramienta promisorio para realizar diagnósticos clínicos o monitorear procesos de rehabilitación. Además de exponer las topologías físicas y lógicas del sistema, este trabajo presenta dos procedimientos algorítmicos para (1) alinear los ejes de cada sensor inercial con los de un segmento inferior y (2) calcular los ángulos articulares de flexión/extensión, correspondientes a los movimientos de los segmentos inferiores en el plano sagital. El uso de un sistema de visión 2D como referencia permite validar los ángulos sagitales obtenidos mediante los procedimientos mencionados: los errores RMS (D.E.) registrados para una articulación ideal y una rodilla humana son 1.65° (0.55°) y 1.84° (0.48°) respectivamente.

Palabras clave: ángulos articulares, sensores inerciales, sistema inalámbrico, análisis de la marcha.

Abstract

This document presents an electronic system based on inertial sensors and suited for kinematic gait analysis. The proposed system is compact, portable, wireless, and allows gait to be measured without altering its natural patterns, which makes it a promising tool to carry out clinical diagnostics or to aid rehabilitation processes. Besides explaining the system's logical structures and physical components, this document presents two algorithmic procedures to (1) align the reference axes of each inertial sensor with the ones of a lower limb segment and (2) calculate the flexion / extension joint angles between the segments, which correspond to their movements on the sagittal plane. A 2D reference system is used to validate the obtained sagittal angles, and a RMSE (S.D.) of 1.65° (0.55°) and 1.84° (0.48°) is achieved for two scenarios, respectively: an ideal mechanical joint and an actual human knee.

Keywords: joint angles, inertial sensors, wireless system, gait analysis.

Capítulo 1

Objeto de investigación

1.1. Definición del problema

La marcha humana es la serie de sucesos por medio de los cuales un individuo mueve su cuerpo para desplazarse de un lugar a otro mientras permanece erguido. Su estudio se conoce como *análisis de la marcha* y consiste en evaluar de forma sistemática los fenómenos que experimenta el cuerpo humano (haciendo énfasis en los miembros inferiores) tales como fuerzas, movimientos y activaciones musculares [1, p. 5].

La capacidad de caminar está íntimamente ligada a la calidad de vida de los seres humanos y puede verse trastornada por procesos patológicos, degenerativos o por traumatismos. Gracias a esto, la marcha es ampliamente estudiada en el ámbito clínico: su análisis permite detectar anomalías, desarrollar terapias de rehabilitación y medir el progreso de intervenciones médicas. Al analizar cómo un sujeto camina, un especialista puede realizar evaluaciones con distintos grados de rigor. Por medio de una *evaluación subjetiva* (basada en la observación directa del paciente) se puede dar un concepto general de cómo éste camina. Una *evaluación objetiva* requiere, en cambio, la medición de variables como distancias o velocidades y debe ser asistida por instrumentos de medición apropiados [2].

Este trabajo de grado pretende la creación de un sistema electrónico que pueda ser empleado por un especialista en un contexto clínico para medir parámetros de la marcha humana. Se busca, en específico, medir la cinemática de los miembros inferiores en el plano sagital, dado que este aspecto de la marcha es de gran importancia para el diagnóstico de patologías y desordenes [1, p. 183].

De esta manera, se pretende abordar la problemática tecnológica que responda a esta inquietud: **¿Cuál es la manera más conveniente para realizar una medición electrónica de la cinemática de los miembros inferiores en el plano sagital?**

1.2. Justificación

La evaluación subjetiva de la marcha ocurre cuando un especialista observa la forma de caminar de un paciente, ya sea en vivo o por medio de una grabación. Estas evaluaciones se utilizan para dar un diagnóstico rápido y general pues presentan importantes desventajas: Es difícil percibir movimientos muy rápidos, no es posible medir fuerzas incidentes y la

confiabilidad depende de la experiencia del evaluador [1, p. 137]. Por este último motivo, diferencias metodológicas o interpretativas producen gran variabilidad en los resultados de este tipo de análisis [2, p. 296]. Un sistema instrumentado de medición de la marcha ayuda a reducir la variabilidad en los diagnósticos al permitir realizar evaluaciones objetivas.

La complejidad de las evaluaciones objetivas abarca un amplio espectro y depende en gran medida de la variable que se desea medir: un especialista puede usar pintura en las suelas de los zapatos de un paciente y una cinta métrica para determinar la distancia entre sus pasos, pero debe usar sensores si desea determinar las fuerzas incidentes en las piernas [2, p. 298]. Generalmente, mayor elaboración tecnológica implica un aumento en la calidad de los datos obtenidos pero también mayor costo de los equipos involucrados. Esto hace que no sea usual emplear tecnologías de análisis de marcha excesivamente complejas en el ámbito clínico, pues se requiere más espacio, tiempo y dinero que si se usaran métodos más simples [1, p. 137]. Sin embargo, en los últimos años, la aparición de nuevos tipos de sensores y algoritmos de procesamiento han permitido el desarrollo de sistemas instrumentados de precios accesibles pero con niveles de precisión cercanos a los de sistemas más complejos [3].

Este trabajo de grado explora las posibilidades que brindan desarrollos tecnológicos recientes con el fin de proporcionar una herramienta práctica que auxilie procedimientos clínicos relacionados con la marcha.

1.3. Objetivos

El **objetivo general** de este trabajo de grado es diseñar y construir un sistema electrónico que permita analizar la cinemática de los miembros inferiores en el plano sagital. Para lograrlo, se exploran las tecnologías sensoriales adecuadas, sea por su accesibilidad económica o por su facilidad de uso y se configuran de acuerdo a las necesidades del entorno clínico. El desarrollo general obedece a los siguientes **objetivos específicos**:

- Determinar los requerimientos y las especificaciones de desempeño para el sistema de captura de las variables cinemáticas.
- Determinar las topologías de hardware y comunicación que cumplan con los requerimientos del sistema planteado.
- Diseñar y construir los módulos de hardware para adquirir, acondicionar y transmitir las señales cinemáticas de interés.
- Desarrollar una aplicación virtual que permita analizar la cinemática adquirida de los miembros inferiores.
- Validar los alcances y las limitaciones del sistema desarrollado por medio de un protocolo de pruebas.

Capítulo 2

Marco teórico

Este capítulo explica el concepto de marcha y examina los distintos métodos e instrumentos para analizar y cuantificar cada una de sus facetas. Adicionalmente, un análisis de la literatura permite establecer una serie de convenciones para parametrizar el caminar, lo que resulta necesario antes de desarrollar un sistema instrumentado.

2.1. La marcha humana

El estudio del desplazamiento humano que ocurre gracias a los miembros inferiores recibe el nombre de **análisis de la marcha**. Michael Whittle, autor de varias obras fundamentales de esta disciplina, describe la marcha humana como “*un método de locomoción que involucra el uso de ambas piernas, de forma alternada, para proveer tanto apoyo como propulsión*” [1, p. 48]. Naturalmente, esta definición puede ser expandida con gran cantidad de consideraciones adicionales. Mendoza [4], por ejemplo, especifica que los patrones naturales de marcha se componen de “una serie de movimientos alternos y rítmicos de las extremidades y del tronco” que minimizan el esfuerzo y el consumo energético presentes al desplazarse hacia adelante.

Ya que el término “marcha” es usado de forma recurrente en la literatura clínica para referirse al proceso de caminar, es usual que estos conceptos sean usados como sinónimos. Sin embargo, los seres humanos presentan patrones de marcha distintos a la caminata como lo son trotar o correr (conocidos a veces como *marchas naturales*) [5, p. 114]. El concepto de marcha hace entonces referencia a la *forma* en la que los humanos se desplazan en dos piernas, abarcando una amplia gama de velocidades y movimientos para realizar este proceso.

El patrón de marcha llamado **marcha normal** se refiere al proceso de caminar de una persona sana, es decir, que no presenta una patología o desorden. Este patrón varía de persona a persona, dependiendo de la edad, el sexo, diferencias geométricas corporales e incluso de factores psicológicos [1, p. 53][4]. La marcha normal es el principal objeto de estudio del análisis clínico de la marcha, pues permite establecer un patrón contra el cual se puede comparar la forma de caminar de un paciente a fin de realizar un diagnóstico.

2.1.1. Ciclo de marcha

En esta sección, el término “evento” será utilizado para designar cualquiera de los procesos fisiológicos que ocurren cuando un ser humano camina (por ejemplo, un movimiento articular, un intercambio de fuerzas o una activación neurológica o muscular).

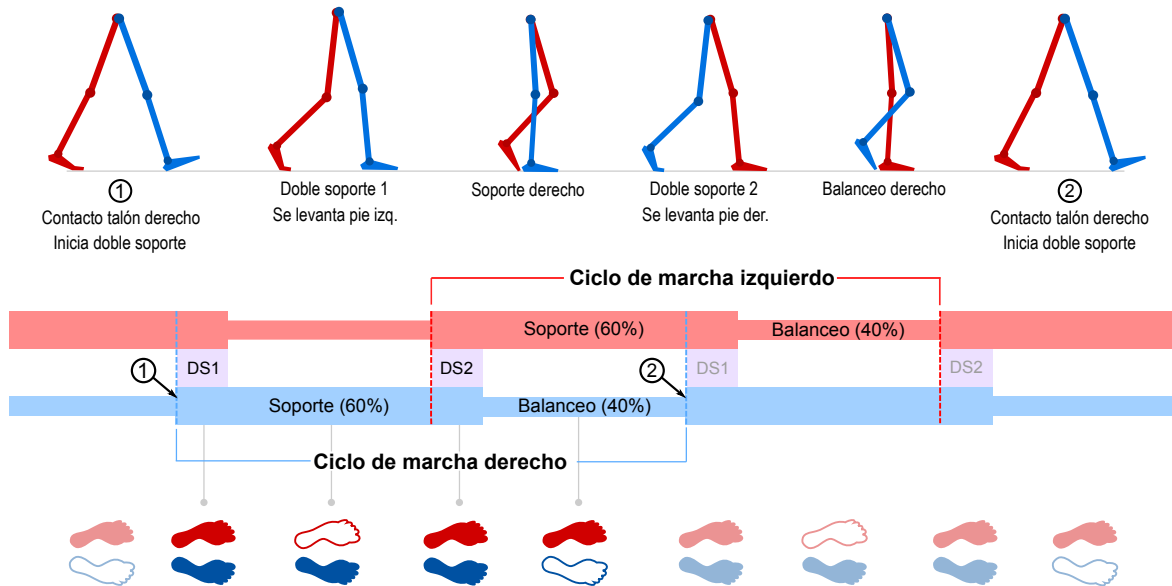


Figura 2.1. Ciclo de marcha normal. El color azul hace referencia al miembro inferior derecho y el rojo al izquierdo. La parte superior muestra varias fases del ciclo de marcha derecho, cuyo inicio y final se señalan con los marcadores uno y dos respectivamente. Las huellas de la parte inferior muestran qué pie se encuentra en contacto con el piso en cada fase. Figura basada en las presentadas por Baker [6] y Perry [7].

Al caminar se repite una y otra vez una misma secuencia de eventos, la cual recibe el nombre de **ciclo de marcha**. Este ciclo comienza con un evento específico en un miembro inferior y termina cuando tal evento se vuelve a presentar en el mismo miembro. Por convención casi universal, se elige como comienzo del ciclo de marcha el contacto inicial de un pie con el suelo [6, p. 8]¹. El ciclo finaliza cuando el contacto se vuelve a presentar en el mismo pie. De esta manera, todo el proceso de locomoción puede verse como una repetición ininterrumpida de ciclos de marcha, lo que simplifica su análisis: describir un ciclo de marcha es describir la marcha en su totalidad.

Como puede observarse en la Figura 2.1, el ciclo de marcha se analiza desde la perspectiva del pie de contacto (en este caso el derecho, en azul) y está compuesto por dos periodos. En el **periodo de soporte**, el miembro inferior en contacto con el suelo soporta la mayoría del peso corporal mientras el miembro inferior contrario avanza hacia adelante. El periodo de soporte comienza con el contacto inicial del pie con el suelo y representa

¹Cualquier evento puede ser seleccionado de forma arbitraria como inicio del ciclo: todos los eventos se repiten de forma cíclica.

aproximadamente el 60% de la duración del ciclo de marcha. El **periodo de balanceo** comienza cuando se levanta el pie del suelo. En este periodo, el peso del cuerpo se apoya en el miembro inferior opuesto, lo que permite al pie avanzar hacia otro punto de soporte. Su duración es del 40% restante del ciclo de marcha.

Los periodos en los que ambos pies están en contacto con el suelo se conocen como de **doble soporte**² (indicados en la Figura 2.1 como DS) y es en estos en donde se transfiere la mayoría del peso corporal de un miembro inferior al otro. El **doble soporte inicial** (DS1) comienza con la fase de apoyo, cuando el pie del miembro que realiza el ciclo de marcha toca el suelo y dura hasta que el pie del miembro opuesto se levanta de éste. El **doble soporte terminal** (DS2) sucede hacia el final del periodo de apoyo: en los instantes previos a levantar el pie de apoyo del suelo, el pie del miembro opuesto hace contacto con éste.

Existen subdivisiones adicionales del ciclo de la marcha llamadas **fases de la marcha**. Estas se definen en el trabajo de Jacquelin Perry [7, p. 9-15] y describen con detalle los eventos que ocurren en el ciclo de marcha con base en su significado funcional. Su consulta es recomendada para una comprensión a fondo del tema pero excede en complejidad a los alcances de este trabajo de grado.

2.1.2. Parámetros de la marcha

Las mediciones que se realizan con el fin de cuantificar la marcha reciben en la literatura clínica el nombre de **parámetros de la marcha**. Los procesos que se dan en la marcha pertenecen a diversas áreas de estudio de la ciencia, lo que hace que al analizarla aparezcan varias categorías de mediciones, complementarias entre sí. David Winter [8, p. 9], notable académico en el estudio de la locomoción humana, y Michael Whittle [1, p. 64], anteriormente mencionado, enfatizan en la relevancia clínica de las siguientes mediciones:

- **Espacio-temporales:** Se enfocan en las distancias avanzadas y los tiempos transcurridos entre los periodos del ciclo de la marcha.
- **Cinemáticas:** Registran el movimiento de los segmentos del cuerpo en el espacio. Esto incluye aceleraciones, velocidades y desplazamientos, tanto lineales como angulares.
- **Cinéticas:** Permiten determinar las fuerzas presentes en los segmentos del cuerpo que causan el movimiento. Se incluyen tanto las fuerzas externas al cuerpo como las

²La terminología en español pareciera indicar que en las fases de soporte doble el peso corporal se apoya de forma equitativa entre ambos miembros inferiores. En la práctica, sin embargo, el peso se distribuye de forma asimétrica [7, p. 4].

internas (provenientes de la actividad muscular).

- **Antropométricas:** Describen longitudes de segmentos corporales, ubicación de centros de masa, medición de secciones y demás variables que permitan construir un modelo biomecánico.
- **De activación muscular:** Evidencian el potencial eléctrico que generan las células musculares al ser activadas por vía neurológica o eléctrica.
- **Energéticas:** Indican los costos energéticos asociados con el movimiento (conversión de energía metabólica en mecánica) y la eficiencia energética de los movimientos.

Cada categoría de medición posee un subconjunto de distintos parámetros de la marcha: parámetros cinemáticos, espacio-temporales, etcétera. Las medidas más usadas para el diagnóstico clínico por su simplicidad de adquisición e interpretación son los parámetros espacio-temporales, llamados también parámetros básicos de la marcha. Estos se describen en mayor detalle en la Tabla 2.1.

Los parámetros de la marcha pueden permanecer constantes durante un ciclo de marcha o variar dentro de él. Por ejemplo, al caminar a una velocidad constante la longitud de los pasos de cada ciclo será más o menos la misma, pero los ángulos de las rodillas cambiarán constantemente. Cambios en los parámetros básicos de la marcha, como por ejemplo la velocidad de marcha, pueden ser usados para medir la efectividad de una terapia de rehabilitación o los efectos de una patología. Sin embargo, para realizar diagnósticos más detallados es conveniente poseer información de varias categorías de medición, pues estas representan distintos aspectos de la marcha.

TABLA 2.1
PARÁMETROS BÁSICOS DE LA MARCHA

Parámetro	Descripción	Unidad
Cadencia	Número de pasos en una unidad de tiempo determinada.	pasos/min
Tiempo de ciclo	Tiempo para que se cumpla un ciclo de marcha.	s
Velocidad de marcha	Velocidad a la que avanza la persona al caminar.	m/s
Longitud de zancada	Distancia que una parte de un pie recorre entre el mismo evento de dos ciclos de marcha consecutivos.	m

2.2. Antecedentes de la medición de la marcha

Los primeros estudios de la marcha expresados en conceptos matemáticos modernos surgen con Braune y Fischer a finales del siglo XIX [9]. Basados en los trabajos de Newton,

Descartes y Borelli, estos autores describen la locomoción de la infantería alemana al cargar equipamiento militar en sus espaldas en términos de sistemas de coordenadas, mecánica newtoniana y acciones musculares [10]. Este nivel de detalle, combinado con la precariedad de los instrumentos existentes en la época, hizo que estos estudios tardaran varios años en ser realizados.

Dada la gran cantidad de variables involucradas en la marcha, es ideal delegar el proceso de medición a los sistemas instrumentados. Existen tantos tipos de estos sistemas como áreas de análisis de la marcha y, como se menciona en la sección 2.1.2, la combinación de varios tipos de mediciones otorga una perspectiva más completa al especialista. La Tabla 2.2 explica brevemente las tecnologías de análisis de la marcha más usadas, categorizadas por el tipo de medición que realizan.

En el idioma inglés, el término “*gold standard*” (patrón de oro) se usa para describir los sistemas que realizan las mediciones más exactas y confiables de su respectivo dominio funcional. Es con respecto a estos sistemas que se compara el desempeño de los nuevos desarrollos y que se miden datos y parámetros típicos. Un laboratorio que desee caracterizar la marcha debe poder medir, como mínimo, datos de activación muscular, cinemática, y cinética [5, p. 201]. Las tecnologías consideradas patrones de oro para estas mediciones son, respectivamente, la electromiografía, los sistemas de visión estereoscópica y las plataformas de fuerza.

A pesar de que existan técnicas de medición de la marcha bien establecidas, este campo se encuentran en constante evolución: nuevos tipos de sensores y métodos son desarrollados periódicamente, permitiendo realizar mediciones antes imposibles o facilitando los procesos ya existentes. Como ejemplo, las siguientes investigaciones son del año 2015 y describen nuevos métodos para cuantificar la marcha: Jiang [11] presenta una interfaz cerebro-máquina para detectar la intención del inicio de marcha basándose en potenciales corticales. Xu [12] presenta la adaptación de un controlador de video-juegos basado en visión artificial, Microsoft Kinect, para medir parámetros de la marcha durante el uso de una banda caminadora. Arora [13] presenta un método para detectar y monitorear los síntomas de la enfermedad de Parkinson por medio de una aplicación en un teléfono móvil que mide eventos en la marcha por medio de acelerómetros.

Entre las técnicas de reciente aparición para medir la marcha se deben destacar los **sensores inerciales**: nombre que se le da a acelerómetros y giroscopios. Estos dos tipos de sensores miden respectivamente aceleraciones lineales y velocidades angulares, las cuales son variables de interés en el ámbito cinemático. Los sensores inerciales han adquirido importancia en el área de medición de la marcha ya que pueden ser miniaturizados, convirtiéndolos en sistemas micro-electromecánicos (MEMS) de muy bajo costo. De hecho, una completa revisión de la literatura de Shull et al. [14] revela que actualmente

TABLA 2.2
TECNOLOGÍAS USADAS PARA CADA ÁREA DE ANÁLISIS DE LA MARCHA

	Tecnología	Descripción
Espacio-temporal	Interruptor de pie	Simple <i>switch</i> eléctrico para indicar los tiempos de contacto con el suelo.
	Pasarela instrumentada	Franja de metal o goma conductiva que al ser pisada con zapatos especiales cierra un circuito, indicando los tiempos de contacto con el suelo. Se puede construir también como una matriz de puntos de contacto, permitiendo medir distancias.
Cinemática	Visión artificial	Técnicas diversas basadas en capturar en video distintos rangos de radiación electromagnética (luz visible, luz infrarroja, láseres, etc.) por medio de una o más cámaras. Esta información es luego procesada para calcular variables cinemáticas en 2 o 3 dimensiones.
	Electrogoniómetros	Elementos mecánicos en los cuales la resistencia eléctrica varía con respecto a su posición angular o su flexión. Al alinearse con un eje articular permiten medir ángulos articulares.
	Sensores inerciales	Nombre dado a acelerómetros y giroscopios, sensores usados para medir aceleraciones lineales y velocidades angulares respectivamente. Sus señales pueden combinarse conformando una unidad de medición inercial (IMU), la cual puede reportar orientaciones en un sis. de coordenadas globales mediante la adición de un magnetómetro.
Cinética	Plataforma de fuerza	Arreglo de transductores para medir la fuerza de reacción del piso y los momentos de fuerza al caminar en tres dimensiones.
	Plantillas de presión	Arreglo de sensores de fuerza para ser usados como zapatos o dentro de éstos a modo de suelas. Determinan la presión (fuerza por área) en los pies.
	Pedobarografía	Tapete dispuesto encima de una superficie de vidrio, el cual se oscurece al ser presionado. Mediante un sistema de visión se procesa la relación entre presión y contraste.
A. muscular	Electromiografía	Medición de las señales eléctricas presentes en las actividades musculares por medio de electrodos superficiales o invasivos. Útil para relacionar actividad muscular con secciones del ciclo de marcha. Existe también relación entre fuerza muscular y su actividad pero su análisis no es trivial.
Energética	Ergoespirometría	Medición del aire que entra y sale de los pulmones por medio de máscaras o boquillas. Calcular el cociente respiratorio (oxígeno consumido vs dióxido de carbono producido) es útil para establecer la eficiencia de la marcha.
	Pulsometría	Medición de la frecuencia cardíaca, la cual se relaciona estrechamente con el consumo de oxígeno y es más fácil de medir que este último. Emplea electrodos o técnicas de análisis espectral de luz infrarroja.

los sensores inerciales son el tipo de sensor más usado e investigado para desarrollar sistemas vestibulares enfocados a cuantificar el movimiento humano. La combinación de ambos tipos de sensores constituye lo que se conoce como una **unidad de medición inercial** (IMU, de sus siglas en inglés). Es una práctica usual que las IMU incluyan además magnetómetros MEMS, para, por medio de un proceso de fusión sensorial, generar orientaciones con respecto a un sistema de coordenadas global.

Diversos trabajos han empleado los sensores inerciales para la medición de la marcha y del movimiento humano. Shull reporta que los sistemas inerciales que analizan la cinemática de los miembros inferiores en tres dimensiones, como los desarrollados por Roentenberg [15] y Rouhani [16], tienen desempeños comparables con respecto a los sistemas de visión en varias áreas de medición, con un error medio de 2 a 5 grados. Así mismo, es posible encontrar sistemas inerciales para la medición de los parámetros básicos de la marcha: Rampp [17] propone un algoritmo para calcular los parámetros espacio temporales de la marcha a partir de un sensor inercial ubicado en el pie, corrigiendo errores de deriva por medio de una función lineal a trozos. Fourati [18] emplea también un sensor inercial en el pie para reportar su orientación, posición, velocidad y aceleración por medio de un algoritmo de fusión sensorial. En este caso, la corrección del error de deriva se realiza con una técnica de actualización en velocidad cero, alcanzando a medir de forma satisfactoria trayectorias de hasta 80 metros.

Por último, es relevante mencionar una tendencia creciente: el uso de técnicas de aprendizaje automático para mejorar o validar las mediciones realizadas con cualquier tipo de sensor. A manera de validación, Findlow [19] usa redes neuronales para comparar los ángulos cinemáticos obtenidos por medio de sensores inerciales con los de un sistema de visión tridimensional. Ya con el objetivo de realizar mediciones, Ouyang [20] estima poses humanas por medio de modelos de aprendizaje profundos realizados en imágenes bidimensionales. Aún si la marcha ha sido un objeto de estudio desde hace décadas, se muestra que su análisis está siendo complementado y profundizado de manera constante por medio de nuevos desarrollos tecnológicos.

2.3. Enfoque del sistema de medición

Generalmente, los análisis clínicos de la marcha se realizan a partir de un conjunto de variables obtenidas de distintos tipos de sistemas de medición. Por ejemplo, analizar los momentos de fuerza articulares requiere registrar fuerzas de reacción del suelo (medidas cinéticas), longitudes y masas de los segmentos (medidas antropométricas) y aceleraciones angulares de estos mismos (medidas cinemáticas) [21]. Dada esta gran diversidad de variables, se hace necesario explorar cuáles son las más relevantes en

el contexto clínico, pues esto permite delimitar el enfoque de medición del sistema instrumentado.

Según Winter, las medidas de mayor importancia para diagnosticar desordenes de la marcha son los tiempos de activación muscular y la variación de los ángulos articulares³ [22]. Whittle coincide en que las medidas de la marcha más útiles en el ámbito clínico son los ángulos entre segmentos y la actividad muscular, añadiendo a esta lista los momentos de fuerza y las potencias articulares [1, p. 180 y 183]. Se observa que, dado que todas las variables mencionadas por los autores requieren de medidas cinemáticas para ser calculadas⁴ (exceptuando las de actividad muscular), es acertado que el sistema desarrollado en este trabajo de grado se centre en el análisis cinemático de la marcha. Adicionalmente, ya que los ángulos articulares son mencionados como una de las variables cinemáticas de mayor utilidad en el diagnóstico clínico, se hace énfasis en que el sistema instrumentado permita su medición.

2.4. Convenciones anatómicas

Para estudiar los sistemas instrumentados y los escenarios típicos de análisis de la marcha, es necesario examinar una serie de convenciones que facilitan su descripción y caracterización.

La pose mostrada en la Figura 2.2 se conoce como posición anatómica. En ésta, la persona está erguida, con los pies juntos y las palmas de las manos hacia adelante. El cuerpo humano se suele analizar desde los tres planos observados en la Figura 2.2, llamados **sagital**, **transversal** y **frontal**. Estos planos se definen con respecto a partes del cuerpo como la cabeza o el torso, por lo que se mueven con la rotación o el desplazamiento de la persona. Los nombres de los planos vistos corresponden a términos anatómicos empleados ampliamente en las ciencias de la salud. Dada la utilidad de conocer este vocabulario, la Tabla 2.3, muestra algunos de los términos más usados para indicar ubicaciones en el cuerpo humano.

TABLA 2.3
TÉRMINOS ANATÓMICOS DE
UBICACIONES RELATIVAS

Término	Explicación
Anterior	Adelante
Posterior	Detrás
Proximal	Cerca al cuerpo
Distal	Lejos del cuerpo
Medial	Cercano a la línea media del cuerpo ⁵
Lateral	Lejano a la línea media del cuerpo

³Por medio de tablas de referencia, es posible contrastar estos parámetros de la marcha con sus valores típicos, proceso que da indicios de la existencia de alguna patología común [22].

⁴Los ángulos entre segmentos, las potencias articulares y los momentos de fuerza se calculan, respectivamente, por medio de los desplazamientos, las velocidades y las aceleraciones angulares de las articulaciones, todas medidas cinemáticas.

⁵La línea media del cuerpo es la intersección entre los planos sagital y frontal (Fig. 2.2)

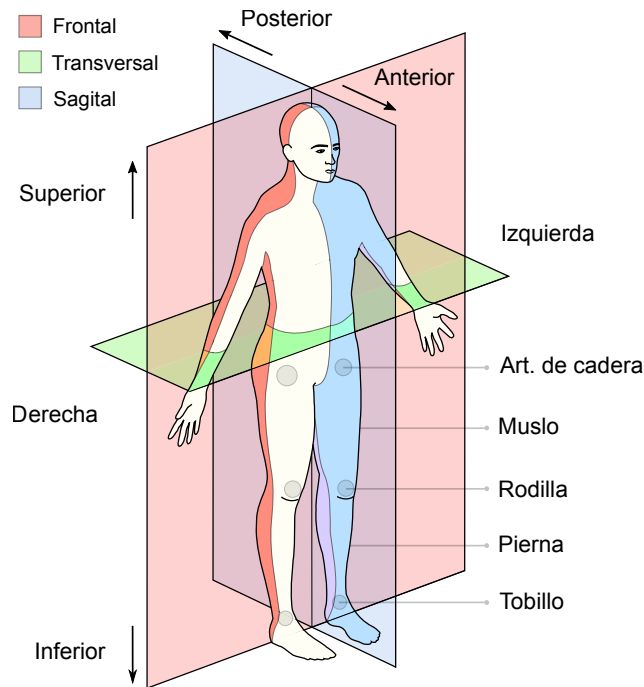


Figura 2.2. Planos anatómicos y segmentos de los miembros inferiores. La intersección de los planos frontal y sagital se conoce como la línea media del cuerpo y es una referencia anatómica importante. Esta Figura se basa en “Human anatomy planes”, de David Richfield y su licencia de uso se especifica en el Anexo A.

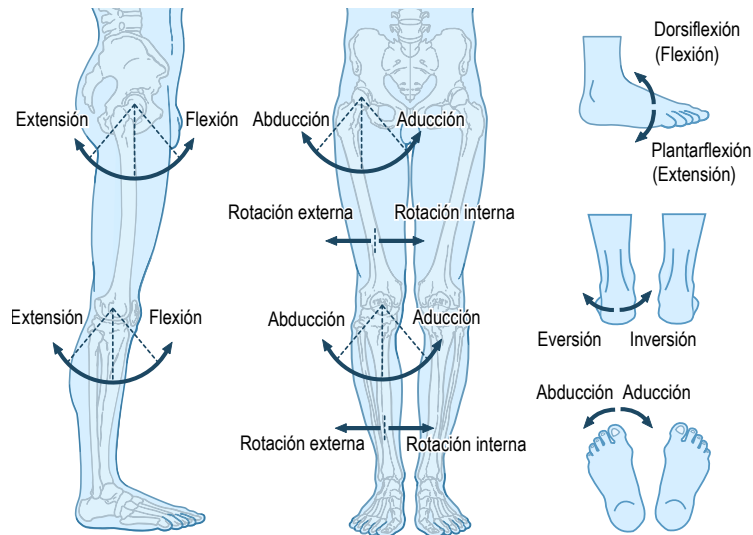


Figura 2.3. Movimientos articulares de los miembros inferiores. Esta Figura se basa en el trabajo de Whittle [1] y su licencia de uso se especifica en el Anexo A.

Conocidos en el lenguaje cotidiano como *piernas*, los dos **miembros inferiores** de los seres humanos son las estructuras fundamentales de su movilidad. En los estudios generales de la marcha se acostumbra a dividirlos en una serie de segmentos unidos entre sí por articulaciones [23]⁶. Dichos segmentos, ordenados de mayor a menor cercanía al tronco, reciben los nombres de **muslo**, **pierna** y **pie**. Las articulaciones que los conectan, en el orden antes mencionado, se llaman articulación de **cadera**, **rodilla** y **tobillo**. Su función es modificar la orientación de los segmentos del cuerpo por medio de **movimientos articulares**, cuya nomenclatura se muestra en la Figura 2.3.

2.5. Convenciones cinemáticas

2.5.1. Sistema global de coordenadas

Los términos anatómicos como *anterior* o *distal* indican la ubicación relativa de una parte del cuerpo con respecto a otra (ver Tabla 2.3). No obstante, esto no es suficiente para describir las posiciones absolutas del cuerpo y sus segmentos en el espacio, lo que se logra mediante el establecimiento de un sistema de coordenadas externo al cuerpo.

La Sociedad Internacional de Biomecánica (ISB), recomienda como sistema global de coordenadas el uso de una tríada de ejes ortogonales que siguen la convención de la mano derecha [25]. La dirección de los ejes de dicho sistema de coordenadas depende del escenario que se está analizando: Como se observa en la Figura 2.4, el eje X señala en la dirección hacia donde se presenta el avance principal de la tarea que se estudia. La dirección del eje Y es contraria a la del vector de la gravedad y por consiguiente el eje Z se orienta hacia la derecha del cuerpo humano. Otras convenciones orientan el eje X en dirección del eje magnético de la tierra [15].

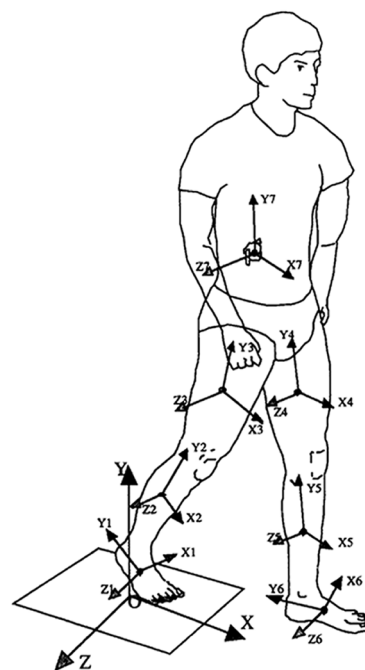


Figura 2.4. Centros de masa y sistemas coordenados según las recomendaciones de la ISB. Figura tomada del trabajo de Wu et al [25].

⁶Esta subdivisión es generalmente una simplificación de la literatura clínica, en la que los miembros inferiores se subdividen en varias regiones anatómicas definidas con respecto a estructuras esqueléticas y musculares. Estas pueden ser consultadas, por ejemplo, en el trabajo de Robert T. Floyd [24, p. 8]

2.5.2. Centros de masa

El **centro de masa** de un sistema es el punto geométrico en el que se observa la resultante de todas las fuerzas aplicadas a éste. Dicho de otro modo, este punto se comporta como si toda la masa del sistema estuviera concentrada en él. Esto nos permite usar el centro de masa para representar la posición de todo un sistema con un único punto en el espacio.

El cuerpo humano posee un centro de masa general y centros de masa locales en cada uno de los segmentos que lo componen [23, p. 13] Estos puntos cambian de posición con el movimiento de la persona y pueden usarse para describir la ubicación de cada segmento en el espacio en términos de coordenadas globales. La ISB propone que la orientación de cada segmento se relacione con los ejes coordenados globales por medio de una tríada de ejes centrados en cada centro de masa [25], como lo muestra la Figura 2.4.

Para describir completamente la cinemática de los miembros inferiores a partir de sus segmentos, se deben registrar seis variables para cada uno de estos: La orientación, la velocidad angular y la aceleración angular del segmento, además de la posición, la velocidad lineal y la aceleración lineal de su centro de masa [8, p. 47].

2.5.3. Modelos biomecánicos

Un modelo biomecánico del cuerpo humano es una simplificación de su fisonomía y sus dinámicas a partir de una colección de cuerpos rígidos y/o flexibles unidos por medio de articulaciones y descritos por medio de relaciones matemáticas [26]. Estos modelos tienen como fin facilitar el análisis de varios aspectos de la marcha: por ejemplo, la representación de los segmentos inferiores como vínculos y segmentos es útil para analizar su cinética, pues facilita el cálculo de varias magnitudes de interés que son difíciles de medir directamente, como los torques y las fuerzas articulares [8, p. 107].

Para construir el modelo de vínculos y segmentos, se comienza conectando cada par de centros articulares por medio de una línea recta, como lo muestra la Figura 2.5c.

Posteriormente, cada articulación es reemplazada por una articulación de bisagra, pues el dominio de análisis de este modelo es el plano sagital. Por último, se representan las masas del sistema musculo-esquelético como masas y momentos de inercia puntuales, ubicados en el centro de masa de cada segmento.

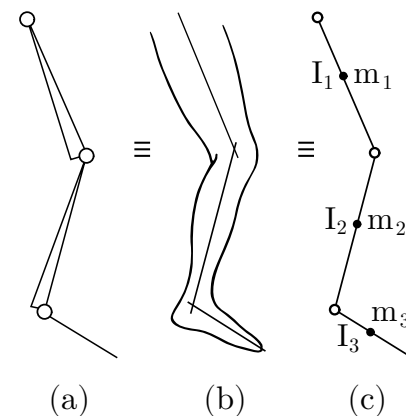


Figura 2.5. De izquierda a derecha: modelo de marcha convencional, modelo anatómico, modelo de vínculo segmento. Figura modificada a partir del trabajo de Winter [8].

Dado que es conveniente analizar la cinemática de la marcha en tres dimensiones, se requiere un modelo distinto al de vínculos y segmentos para describirla. El modelo más usado recibe el nombre de modelo de marcha convencional (en inglés, CGM, “*conventional gait model*”) y divide los miembros inferiores en siete segmentos rígidos: la pelvis, dos fémures, dos tibias y dos pies [6, p. 29]. Como se ve en la Figura 2.5a, los segmentos tienen forma de triángulo, pues esta es la figura geométrica que requiere la menor cantidad de puntos en el espacio para tener un área definida. Estos segmentos se unen entre sí por medio de articulaciones esféricas, de tres grados de libertad⁷.

Generalmente, los parámetros que componen los modelos biomecánicos deben ser ajustados de acuerdo a las características del sujeto específico que representan. Este proceso se realiza por medio de mediciones antropométricas manuales o aproximaciones automatizadas: una estrategia común consiste en medir la longitud de los segmentos inferiores y estimar la ubicación de sus centros de masa de acuerdo a tablas de referencia [8]. Además, es usual que cada sistema de medición modifique distintos parámetros de los modelos biomecánicos convencionales o incluso plantee modelos propios, de acuerdo a las exigencias de cada escenario de uso.

2.6. Ángulos articulares

Como se explica en la Sección 2.3, los ángulos articulares (“*joint angles*”) son parámetros cinemáticos de la marcha de especial importancia en el diagnóstico clínico. Estos ángulos se expresan en grados sexagesimales y representan la orientación relativa de un segmento distal con respecto al inmediatamente proximal.

Los ángulos de una articulación son cero en todos los sentidos de rotación cuando el cuerpo se encuentra en la posición anatómica. Para cada eje de rotación permitido por la morfología articular se define una dirección de avance angular positiva y una negativa [24]. La relevancia de los ángulos articulares en el contexto clínico radica en que cada dirección de avance cuantifica de forma numérica uno de los movimientos articulares mostrados en la Figura 2.3.

2.6.1. Ejes articulares mecánicos y anatómicos

En la tradición clínica existen dos formas principales de definir los ejes alrededor de los cuales rota cada articulación: ejes mecánicos o ejes anatómicos [27, p. 1].

⁷A pesar de que existen articulaciones como la rodilla, que tienen menos de tres grados funcionales de libertad, sus estructuras complejas compuestas por tejidos blandos y cartílagos permiten movimientos pequeños fuera de los ejes normales de rotación. De igual manera, algunos traumas o patologías modifican dichos ejes, por lo que es conveniente poder registrar todos los grados de libertad en el espacio posibles.

Los **ejes mecánicos** se definen con base a la anatomía funcional: mediante series de movimientos repetitivos, mediciones en miembros seccionados y análisis con rayos X se identifican los ejes reales de articulación. Por esto son llamados también ejes funcionales y es alrededor de éstos que se definen los movimientos articulares vistos anteriormente en la Figura 2.3. Los **ejes anatómicos** se definen de acuerdo a la anatomía fisonómica, es decir, a la morfología natural de los huesos, sus salientes, líneas y puntos de contacto.

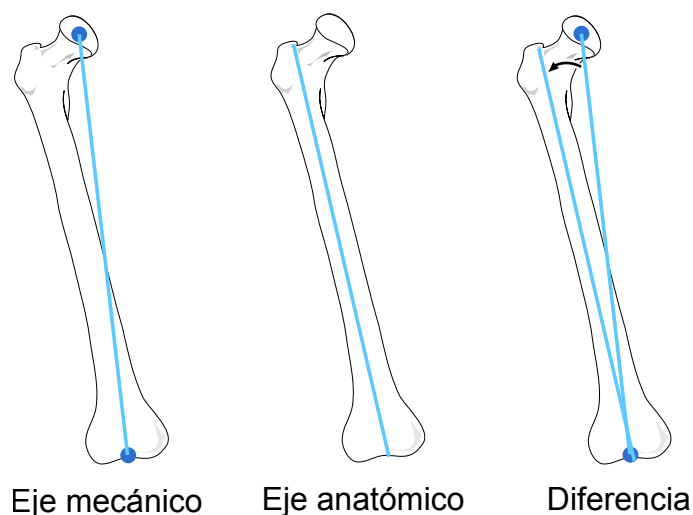


Figura 2.6. Plano frontal del fémur. El eje mecánico conecta los centros de las articulaciones mientras que el eje anatómico es longitudinal. La diferencia entre ambos ejes puede alcanzar 9° . Esta Figura se basa en el trabajo de Paley et al. [27] y su licencia de uso se especifica en el Anexo A.

La Figura 2.6 ilustra la diferencia entre un eje mecánico y anatómico de la articulación de la cadera, el cual permite el movimiento de rotación interna/externa. En este caso, mientras el eje mecánico traza una línea entre centros articulares, el eje anatómico se define por la línea longitudinal del hueso. Las diferencias entre ambas convenciones de ejes repercuten especialmente en escenarios de reconstrucción quirúrgica, por lo que son un importante objeto de estudio de esa disciplina [27].

Diferentes definiciones de ejes resultan en distintos ángulos articulares para un mismo movimiento o pose, lo que debe ser tenido en cuenta en el momento de plantear sistemas de medición. Las distancias angulares entre los ejes funcionales y anatómicos pueden ser consultadas en la literatura clínica: el trabajo de Oswald et al. [28], por ejemplo, examina la diferencia entre los ejes longitudinales mecánicos y anatómicos para la cadera y la rodilla en dos planos.

2.6.2. Ejes articulares según las recomendaciones de la ISB

La ISB propone en sus estándares un método para aproximar los ejes mecánicos a partir de puntos de referencia anatómicos [29]. Esto tiene dos propósitos: facilitar la medición de los ángulos articulares con sistemas instrumentados y preservar las interpretaciones clínicas existentes.

El método, descrito por Wu et al. [29], consiste en definir un sistema de ejes para cada segmento del cuerpo con base en puntos de referencia superficiales como prominencias óseas⁸. Una vez hecho esto, se examinan los sistemas coordenados de los dos segmentos adyacentes a cada articulación. Como primer eje articular, se toma el eje lateral-medial del segmento distal. El segundo eje articular es el eje proximal-distal del segmento proximal. Por último, se construye un tercer eje articular, perpendicular a los dos anteriores. Éste recibe el nombre de “flotante”, pues se ubica fuera de los segmentos. El origen común de estos tres ejes marca, convenientemente, la posición articular en el espacio. Como ejemplo, la Figura 2.7 ilustra como se construye el eje articular del tobillo a partir de los sistemas coordenados de sus segmentos adyacentes. Se observa que el eje Z del pie y el eje y de la pierna constituyen dos de los ejes de rotación del tobillo, y que el tercer eje “flotante” es perpendicular a estos dos.

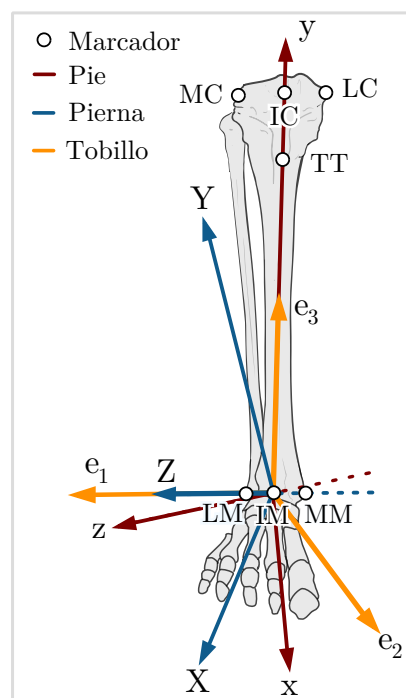


Figura 2.7. Construcción de ejes de rotación del tobillo según la ISB. El sistema resultante usa un eje del segmento proximal y uno del distal.

2.6.3. Ángulos a partir de los planos anatómicos

En la práctica, es usual que algunos terapeutas y sistemas de análisis cinemático determinen los ángulos articulares a partir de proyecciones de los segmentos inferiores en los planos anatómicos del cuerpo humano [9, p. 169]. Esto obedece a que, en la mayoría de escenarios de marcha normal, los ángulos obtenidos por este método son una aproximación razonable de los ángulos mecánicos articulares. El nombre de estos ángulos tiende a variar entre autores y áreas disciplinares, pero comúnmente se les conoce como ángulos de proyección en los planos.

⁸Estos ejes segmentales no deben confundirse con los expuestos en la sección 2.5.2. Aquellos son usados para definir la orientación de cada segmento en el marco global de referencia. Los ejes de esta sección describen los ejes de movimiento del segmento basados en las limitaciones de su articulación.

Al proyectar los ejes longitudinales de los segmentos inferiores sobre un plano de interés, como lo muestra la Figura 2.8, es posible medir los ángulos formados entre dicha proyección y una referencia⁹. Esto constituye los llamados ángulos de proyección de segmento, los cuales representan la orientación absoluta de los segmentos inferiores. Consecuentemente, los ángulos de proyección de una articulación se determinan a partir de la diferencia entre los ángulos de sus segmentos proximal y distal, cálculo que a veces incluye un factor de ajuste para adaptarse a la terminología clínica establecida.

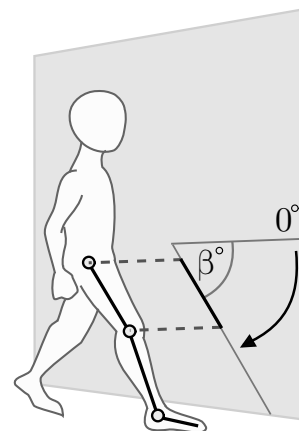


Figura 2.8. Ángulos de proyección en el plano sagital

Este método es usado ampliamente pues los cálculos requeridos son relativamente simples y el análisis puede realizarse a partir de una cámara de video común. Como es de esperarse, los ángulos de proyección son usados principalmente en escenarios donde los movimientos principales pueden ser examinados completamente desde una perspectiva fija, como la frontal o la sagital.

Limitaciones de los ángulos de proyección

En el estudio de la marcha, y particularmente en el análisis cinético, es común asumir que los movimientos articulares ocurren enteramente en un plano anatómico. Sin embargo, la precisión de esta convención se ve afectada por varias limitaciones de carácter fisonómico que se exponen brevemente a continuación.

En primer lugar, el trabajo de Hollister et al [30], basado en el análisis cinemático de la rodilla, demuestra que los movimientos articulares individuales no ocurren en ejes perpendiculares a los planos anatómicos del cuerpo humano. El autor indica que “muchas prótesis, modelos de marcha, cálculos de fuerzas y cirugías reconstructivas actuales se basan en un eje horizontal de flexión-extensión”, lo que introduce errores de impacto indeterminado en todos estos procesos y escenarios.

Adicionalmente, se debe tener en cuenta que las articulaciones son una combinación de estructuras musculares, óseas y cartilaginosas: ni sus ejes de rotación naturales son exactamente ortogonales entre sí, ni su trayectoria angular forma un plano perfecto. Por estas razones, la medición angular a partir de un plano (como la basada en procesamiento de video 2D) presenta una precisión limitada con respecto a los sistemas tridimensionales, siendo estos preferidos para análisis rigurosos de la marcha.

⁹Winter [8, p. 75] prefiere una referencia horizontal mientras que Baker [6, p. 138] se basa en una vertical.

2.6.4. Rangos típicos de ángulos articulares

Los movimientos de los miembros inferiores, mostrados previamente en la Figura 2.3, ocurren alrededor de los ejes mecánicos articulares. La Tabla 2.4 muestra los rangos típicos de estos movimientos articulares y la nomenclatura de los ejes que los definen. Los valores se basan en el trabajo de Floyd [24] y la nomenclatura de los ejes mostrados proviene de las recomendaciones de la ISB [25] [29].

TABLA 2.4
RANGOS ANGULARES TÍPICOS DE LOS
MOVIMIENTOS ARTICULARES.

Artic.	Eje	Movimiento	[°]
Cadera	X	Abducción	45
		Adducción	20
	Y	Rot. interna	35
		Rot. externa	45
	Z	Flexión	120
		Extensión	30
Rodilla	Y*	Rot. interna	30
		Rot. externa	45
	Z	Flexión	150
		Extensión	10
Pie	X	Eversión	15
		Inversión	30
	Z	Dorsiflexión	20
		Plantarflexión	50

*A partir de 30° de flexión de la rodilla.

Capítulo 3

Sistema de medición

Este capítulo describe el desarrollo del sistema electrónico de medición. En primer lugar, se especifican las variables de interés que el sistema debe adquirir. Posteriormente se seleccionan las tecnologías y los componentes electrónicos que conforman el sistema, a partir de requisitos para el análisis de marcha encontrados en la literatura y en sistemas similares. Por último, se diseñan las topologías físicas y lógicas del sistema, abarcando los temas de adquisición de datos, conectividad y consumo de energía.

3.1. Variables cinemáticas de interés

La sección 2.5.2 expuso que para capturar completamente la cinemática de la marcha es necesario medir seis variables por cada segmento: desplazamiento, velocidad y aceleración, tanto en su forma angular como lineal¹. Sin embargo, si bien es deseable que este sistema permita medir o calcular todas estas variables, las únicas que se consideran indispensables en la selección tecnológica de la siguiente sección son las que permiten obtener los ángulos articulares. Esto obedece a la gran importancia de estos ángulos para la realización de diagnósticos clínicos, detallada anteriormente en la sección 2.3.

Como se vio en la sección 2.6, los ángulos contruidos por medio de proyecciones en los planos anatómicos son una aproximación a los ángulos funcionales de las articulaciones. Ya que estas dos convenciones angulares son usadas en la práctica, el sistema desarrollado en este trabajo debe poder hacer uso de ambas: esto maximiza su compatibilidad con varios escenarios de diagnóstico clínico. Adicionalmente, Whittle reporta que el plano más relevante para realizar mediciones cinemáticas es el sagital, pues es ahí donde se presentan mayores rangos de movimiento durante la marcha [1, p. 58]. Por esta razón, el sistema se enfoca en medir los ángulos en este plano y sus equivalentes de la convención anatómica: los ángulos formados por los ejes mediales-laterales de las articulaciones (ángulos de flexión - extensión).

¹En teoría, es suficiente contar una variable angular y otra lineal para obtener las otras cuatro mediante derivación o integración. En la práctica los sensores presentan ruido y cada procedimiento de cálculo lo amplifica, por lo que se prefiere la medición directa.

3.2. Valoración clínica de la marcha

Whittle expone que un sistema de medición orientado a la valoración clínica de la marcha debe presentar características distintas a las de un sistema que cuantifica los procesos de marcha de forma general [1, p. 177]. El autor menciona tres características del primer tipo de sistemas:

1. Un sistema orientado a la valoración clínica de la marcha debe alterar lo menos posible su desarrollo normal.
2. Las sesiones de captura de datos deben ser cortas, ya que algunos pacientes presentan limitaciones para permanecer de pie.
3. Los escenarios clínicos típicos no exigen que las medidas del sistema presenten gran exactitud.

Como se observa, dos de estas características imponen restricciones al sistema del que trata este trabajo, mientras que una facilita su proceso de diseño.

El autor menciona además que, para capturar de forma adecuada la marcha de un paciente, es necesario que éste recorra unos 10 o 12 metros de distancia. Esto se debe a que el patrón de marcha se estabiliza a partir de los primeros 2 o 3 pasos del recorrido, y a que en los últimos pasos la persona desacelera hasta detenerse. Por lo anterior, el autor estima que la distancia efectiva en la que se deben medir los parámetros de la marcha es de 6 metros [1, p. 139]. Al examinar sistemas comerciales de análisis de marcha es posible incluso encontrar análisis bastante precisos a partir de recorridos más cortos: por ejemplo, el sistema GAITRite, captura parámetros espacio-temporales de la marcha usando un tapete instrumentado de 4 metros de longitud [31].

3.3. Tecnologías de análisis cinemático

De acuerdo a la sección 2.2, existen varias tecnologías de medición que permiten adquirir tanto los ángulos articulares como las demás variables cinemáticas de interés. Con el fin de determinar cuál de estas tecnologías resulta más conveniente como base del sistema instrumentado, la Tabla 3.1 compara las características y los precios de seis de ellas. Adicionalmente, a fin de tener criterios de selección más precisos, la Tabla 3.2 lista las ventajas y desventajas que presenta cada una de dichas tecnologías. La información presentada en ambas tablas se basa en las exhaustivas revisiones bibliográficas de Muro-de-la-Herrán [32] y Shull [14], excepto donde se indique lo contrario.

TABLA 3.1
COMPARACIÓN DE TECNOLOGÍAS PARA EL ANÁLISIS CINEMÁTICO.

Sistema de medición	Criterios cinemáticos		Precio (€)	
	Precisión	Dim. captura	Mín.	Máx
Electrogoniómetros	Muy buena ²	3D	100	200
Sensores inerciales	Buena ³	3D	100	300
Luz estructurada	Aceptable ⁴	3D	160	200
Visión estereoscópica	Excelente ⁵	3D	200	9000
Termografía infrarroja	Buena ⁶	2D	8000	90000
Proc. imagen única cámara	Buena ⁶	2D	400	1900

Precios del año 2014 para cada sensor o cámara del sistema [32]

Las tablas de esta sección permiten observar que los sistemas de visión estereoscópica ofrecen las mejores capacidades de medición de la cinemática de la marcha. Sin embargo, estos sistemas necesitan de un arreglo inmóvil de cámaras para funcionar correctamente, lo que restringe su alcance de medición al alcance de dichos dispositivos. Ya que la instalación y operación de este tipo de sistemas no es trivial, su uso generalmente se limita a los laboratorios de análisis de marcha.

Como respuesta a las limitaciones que imponen los sistemas inmóviles de análisis de la marcha, el desarrollo de tecnologías de medición portátiles ha aumentado de forma considerable en los últimos años. Generalmente, los sistemas portátiles sacrifican precisión para ganar flexibilidad de uso: al no estar atados a un área en particular, permiten medir la marcha en casi cualquier escenario, lo que posibilita, por ejemplo, la realización de diagnósticos o de terapias de rehabilitación de forma remota. Ya que dos de las tecnologías consideradas en esta sección pueden conformar sistemas portátiles (sensores inerciales y electrogoniómetros), la Tabla 3.3 profundiza en las diferencias entre éstos y los sistemas fijos.

3.3.1. Selección de tecnología base del sistema de medición

En primer lugar, resulta necesario descartar las tecnologías inspeccionadas que no permiten capturar datos en tres dimensiones, ya que esto dificulta de forma considerable la medición de los ángulos articulares anatómicos.

²R = 0.999 con medidas tomadas de un goniómetro mecánico [32].

³Respecto a sistema de visión, R = 0.96 con ángulos de flexión extensión [33] y error angular medio de 2 a 5 grados [14].

⁴Correlación de R = 0.89 con medidas de sensores inerciales y de presión. Error angular = $-0.8^{\circ} \pm 0.8^{\circ}$ [32].

⁵Para el sistema comercial VICON, el error RMS de distancia es de 0.129 cm y el angular es de 1.421° [34].

⁶Análisis sagital adecuado para rodilla, presenta 7-10° de error para tobillo: los ejes articulares no son perpendiculares entre sí [35].

TABLA 3.2. DETALLES DE LAS PRINCIPALES TECNOLOGÍAS DE MEDICIÓN CINEMÁTICA.

Tecnología	Ventajas	Desventajas
Electrogoniómetros	Medición directa de ángulos.	Presentan histéresis. Voluminosos. Su instalación es dispendiosa.
Sensores inerciales	Medición directa de velocidad angular y aceleración lineal. Métodos de extracción de PdM en constante desarrollo.	Presentan derivas. Algoritmos complejos. Sensibles a interferencias magnéticas.
Luz estructurada	No requiere el uso de marcadores. Bajo costo con respecto a otros sistemas de visión.	Calibración compleja. Sensibles a interferencias luminosas. Sensibles a obstrucciones.
Visión estereoscópica	La mejor precisión disponible. Posiciones absolutas permiten gran flexibilidad de análisis.	Requiere múltiples cámaras especializadas. Área de análisis limitada. Alto costo.
Termografía infraroja	Independencia de iluminación de la escena y de la indumentaria del sujeto. No requiere el uso de marcadores.	Cámaras de costo elevado. Se debe considerar emisividad, absorptividad, reflectividad y transmitancia de los materiales del escenario de medición.
Proc imagen única camara	Facilidad de uso. No requiere de cámaras especiales.	Requiere alineación exacta entre el plano de la cámara y el eje articular: medidas precisas requieren una cámara por articulación y por grado de libertad.

TABLA 3.3. COMPARACIÓN ENTRE SISTEMAS PORTÁTILES Y FIJOS.

Característica	Sistema fijo	Sistema portátil
Energizado	Se alimenta de la red eléctrica	Depende de baterías
Área física de análisis	No puede monitorear la marcha fuera del ambiente instrumentado. Restricción de espacio puede alterar la marcha normal.	Puede ser usado en casi cualquier área. Posibilita monitorear actividades diarias de forma transparente y a largo plazo.
Influencia de factores externos	Ambiente controlado por un especialista: mejor repetibilidad y menos factores de interferencia externos	Susceptible a ruidos e interferencia de factores externos no controlables por el especialista.
Autonomía del paciente	Debe ser fuertemente asistido por un especialista	El paciente asume el rol activo de operario del sistema.

A pesar de que los electrogoniómetros basados en potenciómetros son portátiles y económicos, se descartan como opción al resultar incómodos y pesados para el usuario, pues esto afecta la forma normal en la que éste camina. Sin embargo, de lograrse avances futuros en la miniaturización de estos dispositivos, estos pueden resultar aptos como base de un sistema de medición semejante al aquí desarrollado.

Como se menciona anteriormente, los sistemas de visión estereoscópica proporcionan un desempeño superior a las otras tecnologías, al ser el resultado de décadas de desarrollo en el sector comercial. Sin embargo, desarrollar un sistema estereoscópico es un desafío considerable, pues no es suficiente con adaptar, construir o adquirir las cámaras y los marcadores adecuados: se requiere además procesar la información capturada. Resulta evidente que el desarrollo de un software de procesamiento de múltiples fuentes de video que mida la cinemática de la marcha y además presente un desempeño comparable al de los sistemas comerciales escapa por mucho a los alcances de este trabajo de grado.

Se elige desarrollar el sistema de análisis cinemático a partir de sensores inerciales ya que su costo es bajo, alcanzan una precisión suficiente para la gran mayoría de escenarios clínicos y permiten el desarrollo de un sistema de medición compacto y portátil. Adicionalmente, además de permitir el cálculo de los ángulos articulares, los sensores inerciales registran directamente las velocidades angulares y las aceleraciones lineales presentes en los segmentos inferiores. Como se detalla en la sección 3.1, estas variables cinemáticas son útiles en el análisis de otras áreas de la marcha. Por último, aunque los algoritmos de medición cinemática que requieren estos sensores son complejos, el número de parámetros de la marcha que se puede determinar a partir de ellos crece de forma constante gracias al desarrollo de nuevos métodos de procesamiento.

Se prefiere usar sensores inerciales en lugar de equipos de luz estructurada pues los primeros proveen una precisión ligeramente mayor a un menor precio. Se debe resaltar, sin embargo, que las técnicas de luz estructurada también son una opción adecuada para el análisis cinemático de la marcha y pueden ser tenidas en cuenta para el desarrollo de sistemas de medición similares al aquí presentado.

3.4. Estructura general del sistema

Dado que el sistema a desarrollar se centra en la medición cinemática, se parte del modelo convencional de la marcha (CGM) para representar los miembros inferiores. Como se muestra en la Figura 3.1, éstos están conformados por siete segmentos rígidos – la cadera, dos muslos, dos piernas y dos pies – unidos mediante articulaciones esféricas (con tres grados de libertad). Tradicionalmente, el CGM representa los segmentos del cuerpo como triángulos, pues esto permite que los sistemas estereoscópicos midan información

de orientación. Esta convención no aporta ventajas al sistema aquí desarrollado, pues los sensores inerciales miden esta información directamente, por lo que las formas geométricas escogidas para representar los segmentos son arbitrarias.

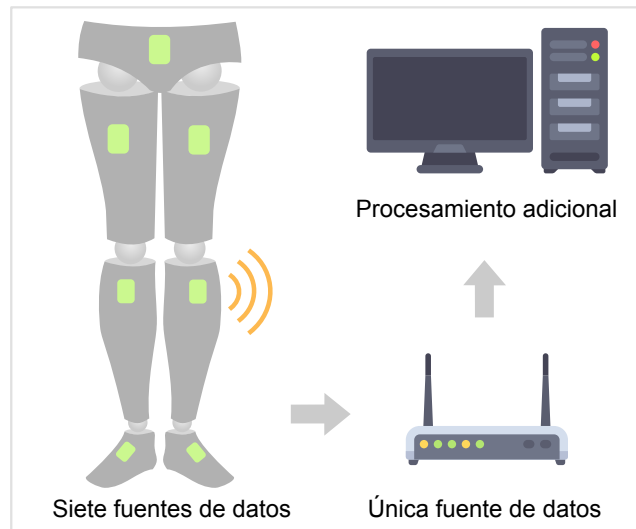


Figura 3.1. Estructura general del sistema de medición

El uso de sensores inerciales permite diseñar un sistema de medición portátil y vestible, que presenta las ventajas de autonomía y facilidad de uso mencionadas en la Tabla 3.3. Consecuentemente, es recomendable que los sensores transmitan su información de manera inalámbrica: la presencia de cables cerca al usuario del sistema puede limitar el rango de sus movimientos o alterar la forma en la que éste se desplaza [36]. Con una comunicación inalámbrica, en cambio, se obstruye lo menos posible el desarrollo normal de la marcha [32].

Considerando lo anterior, se elige construir el sistema de medición con base en **módulos inerciales**, pequeños circuitos impresos conformados por un sensor inercial, un transceptor inalámbrico, un procesador que coordina estos elementos y un suministro energético. Para capturar la cinemática de los segmentos de los miembros inferiores se debe vestir un módulo inercial en cada uno de éstos, como se observa en la Figura 3.1, por lo que se debe disponer de siete en total.

Una vez capturada, la información de los segmentos es transferida de forma inalámbrica a un concentrador, el cual regula las comunicaciones, formatea los datos adquiridos y los retransmite hacia un sistema final. Es en este sistema donde finalmente se procesan los datos cinemáticos, con el objeto de presentarlos a un especialista (por ejemplo, un terapeuta).

3.5. Selección de componentes

El sensor inercial es el componente que determina el funcionamiento del sistema, pues define tanto su desempeño como los requerimientos de comunicación. Por esta razón, esta sección inicia con su selección antes de proseguir con la de los demás componentes de los módulos inerciales.

3.5.1. Requerimientos para la medición inercial

Antes de elegir el sensor inercial a utilizar en este proyecto, se deben determinar dos requerimientos principales de desempeño con el fin de asegurar una medición correcta: la frecuencia de muestreo mínima para analizar la marcha y los rangos de medición ideales de las señales inerciales involucradas. Para esto, se examinan varios estudios enfocados en medir la marcha y distintos sistemas comerciales de análisis cinemático que usan tecnología inercial.

Con respecto al primer requerimiento, Polk [37] reporta que una frecuencia de muestreo de 60 Hz es suficiente para capturar la mayoría de los parámetros de la marcha de los seres humanos. A su vez, el trabajo de Antonsson [38] caracteriza el espectro en frecuencia de la marcha normal por medio del uso de plataformas de fuerza, encontrando que únicamente las frecuencias inferiores a 50 Hz contienen una amplitud mayor o igual al 1% de la energía total de la señal. Con base en esta información y al criterio de Nyquist, se determina que la frecuencia mínima de muestreo apropiada para el sistema a desarrollar es de 100 Hz.

Es relevante mencionar que la frecuencia escogida puede ser usada aún en escenarios donde ocurren eventos mucho más rápidos que los de la marcha normal. Por ejemplo, Diss [39] analiza sujetos corriendo para medir la fiabilidad de sus parámetros cinemáticos entre varios ensayos, proceso que es realizado usando 50 Hz como frecuencia de muestreo. A su vez, Lee [40] mide los parámetros temporales de la marcha en pacientes que corren portando un sensor inercial. Este estudio se lleva a cabo usando una frecuencia de muestreo de 100 Hz y resulta en una coincidencia del 91% con las medidas de una plataforma de fuerza.

Para determinar los rangos para las mediciones de interés, se examina el trabajo de Sprager [41], quien compara 14 sistemas de reconocimiento de personas basados en la captura inercial de la marcha. Su estudio reporta que los rangos típicos de los acelerómetros de éstos sistemas varían entre $\pm 2g$ y $\pm 16g$, mientras que los de los giroscopios van desde $\pm 150^\circ/s$ hasta $\pm 2000^\circ/s$.

3.5.2. Selección del sensor inercial

La mayoría de los sistemas comerciales de medición inercial se basan en componentes electrónicos llamados IMU⁷, los cuales integran acelerómetros, giroscopios y magnetómetros de tres ejes en un solo dispositivo. Estos componentes proveen tanto datos sin procesar de los tres tipos de sensores, como información de orientación proveniente de la fusión y el filtrado de dichas mediciones. La Tabla 3.4 compara las especificaciones de las IMU de distintos sistemas comerciales de análisis de la marcha con las de una IMU comercializada como un sensor independiente (BNO055).

TABLA 3.4
COMPARACIÓN DE SISTEMAS COMERCIALES DE MEDICIÓN INERCIAL.

IMU	F. muestr.	Aceleróm.	Giroscop.	Magnet.	Batería	Peso	Tamaño
Modelo	Hz	±g	±°/s	±Ga	horas	g	mm
APDM Opal	128	16	2000	8	12	22	36 x 48 x 13
Xsens MTw Awinda	120	16	2000	2	6	16	30 x 47 x 13
Shimmer3 IMU	256	16	2000	8	14	23	34 x 51 x 14
YEI 3-Space	250	24	2000	8	5	28	35 x 60 x 15
Bosch BNO055	100	16	2000	13	–	3	27 x 20 x 4

La Tabla 3.4 indica que es adecuado utilizar la IMU BNO055 como sensor inercial del sistema de análisis cinemático: además de que el dispositivo cumple con los requisitos establecidos en la sección 3.5.1, sus capacidades de medición son comparables a las de los sensores usados por los sistemas comerciales examinados. Adicionalmente, la IMU BNO055 incorpora un algoritmo propietario de fusión sensorial que permite estimar la orientación del dispositivo con respecto a un marco de coordenadas global. Como se detalla en la sección 4.3, esta característica facilita el análisis cinemático al permitir relacionar varios sistemas coordinados por medio de una única referencia.

Señales disponibles

La IMU BNO055 provee varios modos de operación. Los más simples consisten en entregar una o varias señales sin procesar de sus sensores tri-axiales. El modo de fusión, en cambio, permiten combinar dichas señales por medio de un filtro Kalman para entregar información de orientación absoluta en el espacio. Esta señal fusionada facilita enormemente el análisis cinemático, como se verá más adelante.

La información de las señales suministradas por el dispositivo en el modo de fusión se muestra en la Tabla 3.5, a partir de los valores de la hoja de datos del dispositivo.

⁷Unidad de medición inercial, en inglés.

Ya que los rangos de los sensores son configurables, la tabla lista sus valores máximos. Adicionalmente, ya que cada tipo de sensor tiene una resolución propia, la tabla muestra el respectivo valor de su bit menos significativo. Por último, se observa que la tasa de actualización del magnetómetro es de 20 Hz, menor a la del resto de las señales.

TABLA 3.5
RANGOS DE MEDICIÓN DEL SENSOR BNO055 EN UNIDADES DEL S.I.

Medida	F (Hz)	Bits	Unidad	Rango (\pm)	LSB	Ejes
Acelerómetro	100	14	m/s ²	156.9	1/100	Todos
Giroscopio	100	16	rad/s	34.91	1/900	Todos
Magnetómetro	20	13	μ T	1300	1/16	X, Y
		15		2500	1/16	Z
Cuaternión	100	14	-	1	2 ⁻¹⁴	-

3.5.3. Comunicación inalámbrica

Dado que la información sensorial del sistema se debe transmitir de forma inalámbrica, esta sección detalla el proceso de selección de la tecnología de comunicación a partir de dos características principales: ancho de banda y rango (distancia) de operación.

Como requisito fundamental, la tecnología inalámbrica debe proporcionar un ancho de banda suficiente para transmitir las señales de todos los sensores inerciales a la frecuencia de muestreo apropiada, 100 Hz. El sensor BNO055 proporciona en total 13 señales por cada sensor: 3 ejes de acelerómetro, 3 de giroscopio, 3 de magnetómetro y 4 de orientación. Según la hoja de datos del dispositivo, todas las señales se almacenan en registros de 16 bits de ancho, a pesar de que la resolución de cada tipo de señal varíe entre 13 y 16 bits. Dado que el sistema está conformado por siete sensores en total, el ancho de banda (AB) necesario para su funcionamiento, teniendo en cuenta las demás consideraciones, se calcula con la expresión

$$AB = 7 \cdot 100 \text{ Hz} \cdot 13 \cdot 16 \text{ bits} = 145600 \text{ bit/s} = 0.1456 \text{ Mbit/s}.$$

La segunda característica a observar es la distancia máxima de transmisión. En el análisis cinemático clásico, un paciente avanza de 10 a 12 metros sobre una plataforma [1, p. 139]. De forma alternativa, el análisis se lleva a cabo en una máquina caminadora donde el avance es prácticamente nulo. Se observa entonces que los escenarios de análisis típicos imponen restricciones de menos de 20 metros, alcance que es fácilmente superado por la gran mayoría de tecnologías inalámbricas, como se verá más adelante.

La Tabla 3.6, basada en el trabajo de Song [42], compara las características de varias tecnologías de transmisión inalámbrica con el fin de determinar la más adecuada para el sistema a desarrollar de acuerdo a los requerimientos vistos. Es importante destacar que esta tabla también presenta información sobre la tasa de datos efectiva que ha sido medida por varios estudios en escenarios prácticos [43][44][45][46][47]. Esta tasa es un indicador más realista de la capacidad de transferencia de datos que la tasa de bits teórica, la cual no tiene en cuenta pérdidas o el costo en ancho de banda de los protocolos de red.

TABLA 3.6
COMPARACIÓN DE TECNOLOGÍAS DE TRANSMISIÓN INALÁMBRICA.

Tecnología	Frec. (Ghz)	TTM (Mbps)	TEM (Mbps)	Dist. máx. (m)
Bluetooth 2.1 + EDR	2.4	3	2.1	100
Bluetooth 4.0 (BLE)	2.4	1	0.2367	100
ZigBee	2.4	0.25	0.12	100
WiFi 802.11n	2.4/5	600	60	100
nRF24L01	2.4	2	0.67	40

TTM: Tasa teórica máxima. TEM: Tasa efectiva máxima.

Se observa que todas las tecnologías excepto Zigbee alcanzan la tasa efectiva requerida por la ecuación 3.5.3. Bluetooth 4.0 presenta una tasa efectiva suficiente pero no se considera como primera opción pues es la más cercana al ancho de banda mínimo; ya que la tasa efectiva depende de varios factores, como la topología implementada y la distancia entre los dispositivos, se prefiere poseer un mayor margen de ancho de banda. El estándar 802.11 (WiFi) cumple con los requisitos de rango y ancho de banda pero provee mecanismos de detección de colisiones y de retransmisión, que si bien aseguran una recepción robusta pueden añadir retrasos indeseados a las transmisiones. Como no se puede garantizar que el escenario de uso del sistema sea un entorno controlado y sin interferencia, dada la extendida utilización de las redes WiFi, tampoco se selecciona esta tecnología.

Las dos tecnologías inalámbricas restantes, Bluetooth 2.1 y nRF24L01, satisfacen los requisitos de comunicación propuestos anteriormente; por lo que cualquiera puede ser usada para la transmisión de los datos sensoriales del sistema a desarrollar. La primera opción, llamada también Bluetooth Classic, es ampliamente utilizada en un sin fin de escenarios: comunica periféricos de computadores, instrumentos médicos, dispositivos móviles, etcétera. La segunda opción, el transceptor nRF24L01, es una tecnología muy usada para la interconexión de sistemas embebidos, gracias a la existencia de varias librerías que facilitan su implementación en múltiples plataformas. Se selecciona esta

última como tecnología inalámbrica del sistema: es de muy bajo costo, está ampliamente disponible en el mercado colombiano y ha sido usada previamente como base de redes de sensores para la captura de variables cinemáticas [48] [49].

3.5.4. Componentes adicionales

Cada módulo inercial dispone de un microcontrolador SAMD21G18 Cortex M0 (Atmel Corp.), cuyo propósito es coordinar las mediciones y las transmisiones inalámbricas. Este dispositivo opera a 48 MHz, con puertos I/O digitales de 3.3 V, lo que lo hace compatible con la IMU y el transceptor inalámbrico elegidos. Para facilitar el prototipado y el desarrollo se adquiere el ensamblaje llamado Feather M0, fabricado por Adafruit: este contiene el microcontrolador mencionado, pre-programado para usar la plataforma de desarrollo Arduino; un conversor USB que permite conectarlo directamente a un computador; un adaptador para una batería compatible con el conector JST-PH y un circuito de gestión de carga de la batería. Para energizar el módulo se selecciona una batería de ion de litio de 3.7 V que provee 1200 mAh.

3.6. Diseño del sistema

El diseño y la implementación del sistema de medición se realiza en dos fases. En primer lugar, se desarrollan las topologías físicas del sistema: el concentrador de datos cinemáticos y los módulos inerciales, compuestos por los componentes previamente seleccionados. Posteriormente se conciben las topologías lógicas, las cuales regulan los procesos de adquisición y transmisión de los datos inerciales.

3.6.1. Topología física de los módulos

La Figura 3.2 representa la configuración física de los módulos inerciales y del concentrador de datos. En los módulos inerciales, tanto la IMU BNO055 como el radio inalámbrico se interconectan por medio del mismo microcontrolador: el primer circuito integrado utiliza el protocolo I²C, mientras que el segundo se comunica a través de SPI. Se observa que el módulo concentrador no posee una IMU, ya que su función es organizar y retransmitir la información de los módulos inerciales.

Los esquemáticos de los módulos inerciales y del módulo concentrador pueden ser consultados en el Anexo C, al final de este documento. Dichos esquemáticos muestran en detalle las interconexiones de todos los componentes electrónicos involucrados en el sistema físico.

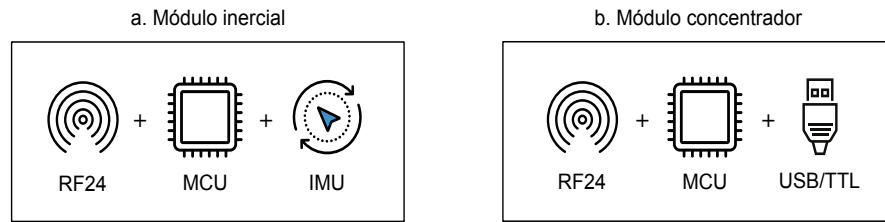


Figura 3.2. Componentes de los módulos inerciales y el concentrador. La atribución de los iconos utilizados puede encontrarse en el Anexo A.

3.6.2. Topología de comunicación

La red inalámbrica que comunica este sistema de medición tiene una topología de estrella: siete módulos esclavos son controlados por un módulo maestro. Este último coordina las transmisiones de los esclavos, reorganiza la información cinemática obtenida y la retransmite a un equipo final para que éste se encargue de su procesamiento. Este esquema se observa en la Figura 3.3.

El nRF24L01, en adelante RF24, se basa en el protocolo Enhanced ShockBurst, el cual opera en la capa de enlace de datos controlando el intercambio de paquetes inalámbricos. El hardware del RF24 maneja de forma casi automática los procesos de ensamblado, temporización, confirmación (ACK) y retransmisión de dichos paquetes. El control algorítmico de las transmisiones se realiza a partir de comandos SPI enviados desde el microcontrolador, proceso que se facilita enormemente con el uso de la librería RF24 desarrollada para la plataforma Arduino por TMRh20 [50].

3.6.3. Esquema de adquisición de datos

En la operación normal del sistema de medición, el módulo maestro itera de forma secuencial entre las siete direcciones de los esclavos ⁸ con el fin de obtener la información cinemática de los segmentos inferiores. Posteriormente, el maestro formatea la información recibida y la transmite a un equipo externo de procesamiento por medio de una conexión cableada. Estos procesos son explicados en mayor detalle en esta sección.

El protocolo “*Enhanced Shockburst*” del RF24 posee un mecanismo opcional para confirmar que un paquete de datos ha sido recibido exitosamente. Si este mecanismo está activo, cada vez que un transceptor envía un paquete a un receptor, este último debe responder automáticamente con otro paquete, conocido como “*acknowledgment*”, ACK o acuse de recibo. El ACK indica que el paquete original fue recibido correctamente y –

⁸Este proceso es conocido como “*polling*”

en este protocolo – permite que el usuario envíe datos arbitrarios “empacados” en dicha confirmación⁹. Esta característica es de gran utilidad para optimizar el ancho de banda del sistema en un escenario iterativo como el presente: para realizar la lectura de un sensor, no es necesario establecer una conexión de petición y luego otra de respuesta, evitando los costes de tiempo asociados a estas operaciones.

Al iniciar el sistema, cada módulo esclavo se pone en modo de espera hasta que detecte una transmisión dirigida a su transceptor en particular. En un momento t_0 , el módulo maestro envía una secuencia conocida de un byte de longitud (byte de sondeo) a la dirección de red del primer módulo esclavo, el cual sale de modo de espera al detectarlo. El módulo esclavo activado se comunica con su sensor inercial, obtiene la medición cinemática más reciente, la formatea como una trama de 28 bytes y la retorna al módulo maestro empacada en el acuse de recibo del mensaje original. El módulo maestro recibe el paquete ACK de respuesta, recupera la trama, realiza un formateo adicional y la retransmite por su interfaz cableada hacia el equipo de procesamiento. Este proceso se repite de forma secuencial e ininterrumpida para los módulos sucesivos.

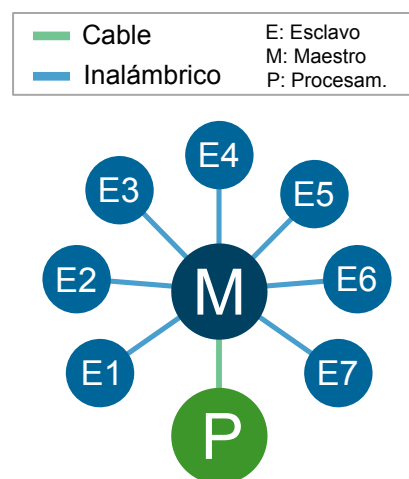


Figura 3.3. Esquema general de la comunicación del sistema. Las líneas azules muestran enlaces inalámbricos, la verde un enlace cableado.

La descripción anterior es adecuada para dar una idea general del bucle de medición, pero no considera los errores de transmisión, comunes en las redes inalámbricas. La Figura 3.4 representa los algoritmos de comunicación usados por el maestro y los esclavos en forma de un diagrama de flujo. Se puede observar que el maestro espera un tiempo de time-out después de haber enviado el byte de sondeo al esclavo: si en este periodo no obtiene respuesta asume que el esclavo no está disponible. Adicionalmente, el maestro comprueba que el ACK contenga datos y que su tamaño sea correcto. Cuando estas revisiones fallan, el maestro asume que el esclavo no está disponible, mientras que cuando son satisfactorias la trama recibida se modifica ligeramente y se envía hacia la interfaz de comunicación conectada al equipo de procesamiento. Si se detecta en algún punto del algoritmo que los datos del esclavo no están disponibles, el maestro envía al equipo de procesamiento una trama distintiva en lugar de una de datos, la cual indica que ocurrió un error.

Después de haber realizado una comunicación con el equipo de procesamiento, el maestro mide el tiempo transcurrido desde el inicio del bucle y espera una cantidad variable de microsegundos con el fin de mantener una frecuencia de muestreo estable. El maestro

⁹Esta técnica se conoce como “piggybacking”.

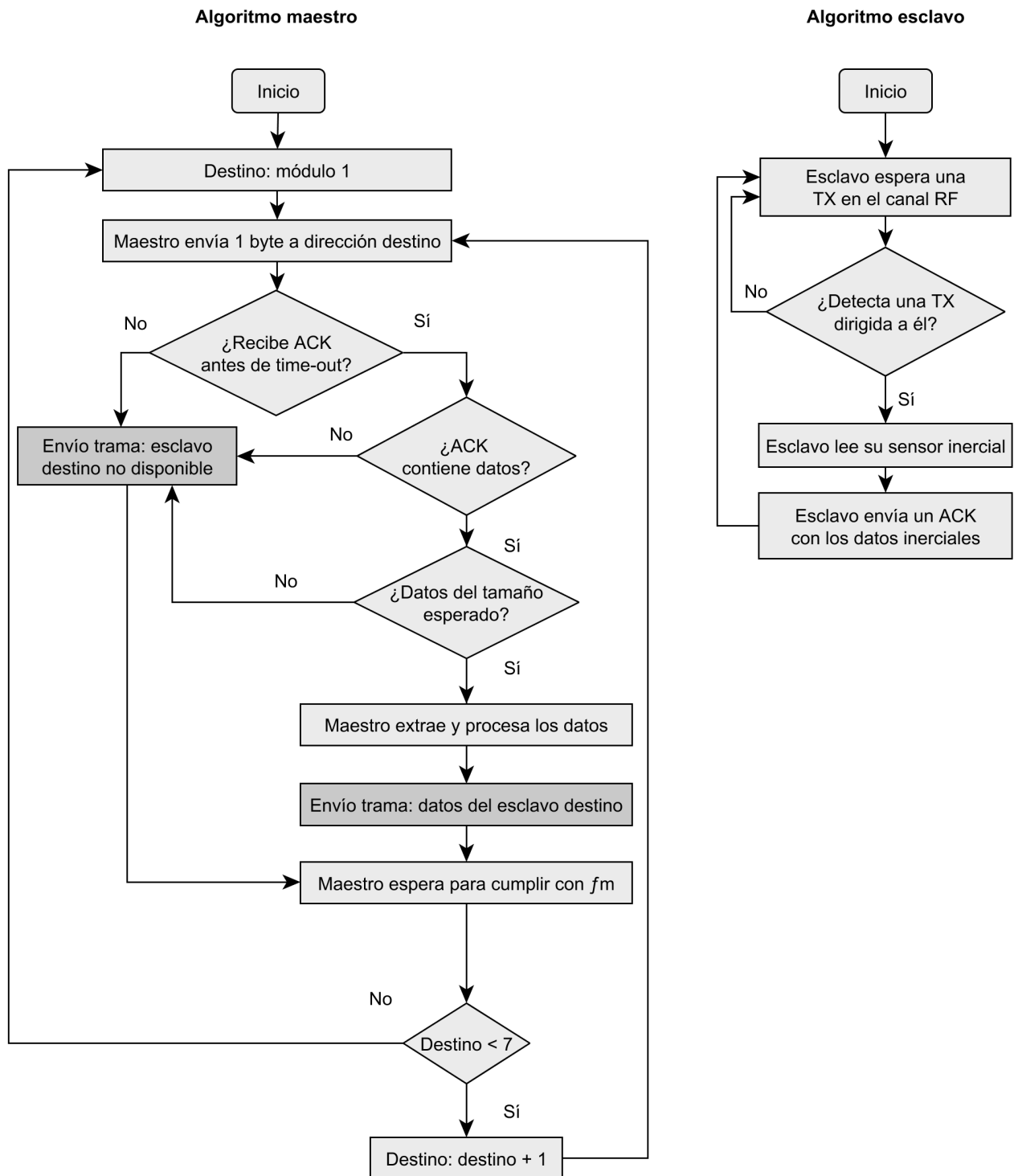


Figura 3.4. Algoritmos de funcionamiento de la red inalámbrica. El diagrama de la derecha corresponde al algoritmo de polling ejecutado por el módulo maestro (concentrador), mientras el izquierdo corresponde al de los módulos inerciales.

está configurado para realizar siete buclas del algoritmo de adquisición cada 10 milisegundos, garantizando la frecuencia de muestreo requerida de 100 Hz. Debe observarse que el algoritmo planteado no deja lugar a procesos de retransmisión: este mecanismo se sacrifica para preservar la frecuencia de muestreo.

3.6.4. Trama de datos

La trama del sistema sigue el formato básico que se muestra en la Figura 3.5. El primer byte de la trama (00) contiene información del módulo del que ésta proviene: un número único de identificación, el estado de la comunicación actual y el nivel de batería del módulo. El segundo byte (01) contiene la calibración de los sensores que conforman el sensor inercial y la calibración total del dispositivo. Los valores posibles de los campos de los bytes 00 y 01 de la trama se detallan en la Tabla 3.7.

Byte	00						01					
Contenido	INFO MÓDULO						CALIBRACIÓN					
División	ID	Estado sensor		Carga batería			Magnetóm.	Aceleróm.		Giroscop.	IMU	
Bit	0 - 3	4		5 - 7			0 - 1	2 - 3		4 - 5	6 - 7	

Byte	02	03	04	05	06	07	08	09	10	11	12	13
Contenido	AX		AY		AZ		MX		MY		MZ	
División	AXL	AXM	AYL	AYM	AZL	AZM	MXL	MXM	MYL	MYM	MZL	MZM

Byte	14	15	16	17	18	19	20	21	22	23	24	25	26	27
Contenido	GX		GY		GZ		QW		QX		QY		QZ	
División	GXL	GXM	GYL	GYM	GZL	GZM	QWL	QWM	QXL	QXM	QYL	QYM	QZL	QZM

Figura 3.5. Trama de datos del sistema de medición.

TABLA 3.7. DESCRIPCIÓN DE LOS DOS PRIMEROS BYTES (00 Y 01) DE LA TRAMA DE DATOS.

Campo	Descripción	Valores permitidos
ID	Número de identificación del sensor.	4 bits: Número del 1 al 14
Estado sensor	Señala si el esclavo respondió al sondeo del maestro con datos válidos.	0: Error de transmisión (trama vacía) 1: Transmisión correcta (trama normal)
Carga batería	Valor de carga de la batería de litio-ion.	Tres bits, ver Tabla 3.11.
Calibración	Estado de la calibración interna de cada sensor que conforma la IMU y del sistema en total.	00: Sin calibrar 01: Calibrando 02: Calibración casi lista 03: Completamente calibrado

TABLA 3.8. CALIBRACIÓN DE LOS SENSORES QUE COMPONEN EL BNO055.

Medida	Procedimiento de calibración
Magnetómetro	Trazar “ochos” en el aire con el módulo hasta que la calibración del magnetómetro sea 3.
Giroscopio	Dejar el módulo en una posición estable hasta que la calibración del giroscopio sea 3.
Acelerómetro	Rotar el módulo en incrementos de 45° hasta que la calibración del acelerómetro sea 3.
Sistema IMU	Este registro adquiere el valor de 3 cuando tanto el magnetómetro como el giroscopio están totalmente calibrados. Sin embargo, se recomienda calibrar completamente el acelerómetro para obtener una mejor precisión.

La IMU BNO055 integra algoritmos de calibración automáticos para cada uno de sus sensores, facilitando lo que de otra forma sería una tarea dispendiosa. Al encender el módulo inercial el sistema se encuentra sin calibrar y reporta una orientación relativa a su ubicación inicial. Conforme se realizan los movimientos específicos de calibración que se detallan en la Tabla 3.8, los algoritmos incorporados calibran los sensores para poder reportar orientación absoluta.

Los datos cinemáticos se encuentran contenidos entre los bytes 02 y 27 de la trama. Cada medida cinemática se compone de 2 bytes: un byte llamado L, el cual contiene los bits menos significativos, y un byte M, que contiene los más significativos. Cada uno de estos 26 bytes se nombra con tres letras, como lo muestra la Tabla 3.9: la primera informa de qué tipo de medida se trata, la segunda a que eje o componente vectorial pertenece y la tercera si contiene o no los bits más significativos. Cuando el módulo maestro no logra recibir datos de un esclavo o los datos recibidos están corruptos (de acuerdo al algoritmo de la Figura 3.4), todos los bytes correspondientes a los datos cinemáticos adquieren el valor 0x00 y el bit que indica el estado de comunicación se establece como 0: La trama creada por el maestro en este caso se nombra “trama vacía”. Señalar una trama vacía mediante el bit designado para este fin permite implementar técnicas para mitigar pérdidas instantáneas en los datos.

TABLA 3.9. BYTES 02 - 27 DE LA TRAMA.

Sím.	Significado
A	Acelerómetro
M	Magnetómetro
G	Giroscopio
Q	Cuaternión
X	Eje X
Y	Eje Y
Z	Eje Z
L	Contiene el LSB
M	Contiene el MSB

3.6.5. Interconexión del sistema

La tarjeta Feather usada por cada módulo posee dos interfaces físicas de comunicación que permiten interconectar de forma cableada el concentrador con el equipo de procesamiento: dos pines TTL (RX/TX) y un adaptador mini-USB. Se recomienda usar la interfaz TTL para la conexión del módulo maestro con otros sistemas de hardware, mientras

que la interfaz USB es más apropiada para desarrollar software en computadores de escritorio. La plataforma Arduino usa un esquema de comunicación serial asíncrono TTL con niveles de voltaje basados en los que usa la tarjeta física, en este caso 3.3 V. Según la hoja de datos del procesador SAMD21G18, los niveles lógicos CMOS de su unidad UART (que provee los pines mencionados) son los que muestra la Figura 3.6. La interfaz USB es plug-and-play y es detectada como un puerto virtual en la mayoría de sistemas operativos: esto requiere la instalación de controladores, pero ninguna consideración adicional.

El envío de las tramas desde el módulo maestro hacia el equipo de procesamiento se señala en el algoritmo de comunicación con bloques que contienen el texto “Envío trama:” y presentan un color de fondo más oscuro que los otros bloques (Figura 3.4). El bloque de envío de trama que se encuentra a la izquierda corresponde al envío de una trama vacía desde el maestro: un esclavo no respondió de forma apropiada a la petición de datos. La trama vacía contiene la identificación del sensor que falló, presenta ceros en vez de información cinemática e indica su falta de información por medio de un cero en el bit 4. Estos datos permiten que el equipo de procesamiento detecte fallas de transmisión e implemente estrategias para disminuir su impacto. El bloque de envío de trama ubicado a la derecha corresponde a una trama de datos normal. Independientemente de si transmite una trama vacía o normal, el módulo maestro anexa dos bytes adicionales al final de esta estructura: 0xFF y 0x0A. Estos dos bytes representan una firma (“signature”), la cual se usa para diferenciar entre una y otra trama. El segundo byte de esta firma se conoce como un salto de línea en codificación ASCII, facilitando la visualización directa de las tramas transmitidas.

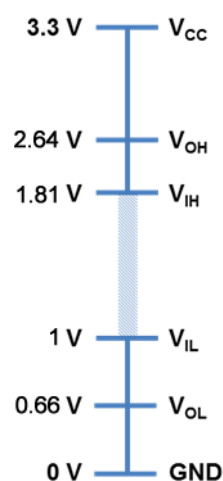


Figura 3.6. Niveles TTL para la interconexión del módulo maestro.

El envío desde el módulo maestro hasta el equipo de procedimiento se realiza usando el protocolo serial. Se utiliza la configuración por defecto de Arduino (SERIAL_8N1), la cual define que cada transferencia consiste de 1 bit de inicio, 8 bits de datos, ningún bit de paridad y 1 bit de parada. Se observa que el envío de cada byte de datos cinemáticos requiere de una transacción serial. Dado que el tamaño de la trama del sistema de medición es de 30 bytes una vez se ha adjuntado la firma, se requieren 30 transacciones seriales para transmitirla.

Para determinar la tasa de baudios (“baudrate”) de la comunicación serial se debe tener en cuenta el volumen total de datos del sistema, la frecuencia de actualización de éstos y los datos de control que requiere el protocolo. Ya que cada 10 milisegundos se deben enviar

30 bytes por cada sensor, la tasa de datos del sistema (TD) se calcula con la expresión

$$TD = \frac{30 \text{ byte} \cdot 7 \text{ sensores}}{10 \text{ ms}} = 21000 \frac{\text{byte}}{\text{s}}.$$

Cada transmisión serial presenta 10 cambios de nivel lógicos: 8 corresponden a un único byte de información cinemática, mientras que los otros 2 son información de control del protocolo. Por esta razón, la tasa de baudios mínima para cumplir con los requerimientos de ancho de banda bajo esta configuración serial es de 210000 baud. Se selecciona finalmente el valor de 230400 baud como tasa de transferencia serial: es la más baja (y por lo tanto más robusta) de las tasas de baudios convencionales que cumple con el ancho de banda requerido por el sistema.

3.6.6. Consumo de energía

Como se menciona anteriormente, cada módulo esclavo se alimenta a partir de una batería de ion de litio de 3.7 V con capacidad de 1200 mAh. Cada módulo posee un circuito de carga (MCP73831), el cual se alimenta con 5V por medio de un conector micro-USB y recarga la batería con una corriente de 100mA. Los módulos cuentan además con un circuito regulador de voltaje (SPX3819), el cual asegura una alimentación de 3.3 V y una corriente máxima de 500 mA, compartida entre todos sus componentes. La Tabla 3.10 muestra los consumos de corriente de los circuitos que componen cada módulo inercial. La información suministrada permite estimar que la corriente promedio consumida por un módulo es aproximadamente 45 mA.

TABLA 3.10.
CONSUMO DE
CORRIENTE

Comp.	I (mA)
Feather	10
BNO055	12.3
RF24	12.3
LED	10
Total	44.6

Ya que la trama de datos incluye información de la batería, es necesario establecer la correspondencia entre el voltaje de la batería de ion de litio y su nivel de carga. Esto se logra gracias al trabajo de Gao [51], quien analiza los perfiles teóricos y prácticos de descarga de las baterías de ion de litio para distintos consumos de corriente. A partir de los datos proporcionados por Gao para una corriente promedio similar a la de este sistema, se eligen 8 puntos de voltaje representativos (pues el registro contiene 3 bits). Estos puntos no son equidistantes ya que se elige proporcionar mayor exactitud en las regiones cercanas a la descarga total. Los voltajes elegidos se muestran junto al porcentaje de carga que representan en la Tabla 3.11.

TABLA 3.11
NIVELES DE LA BATERÍA DE
LITIO-IÓN.

Volt.(V)	Carga (%)	Bits
4.20	100	111
4.00	80	110
3.88	60	101
3.79	40	100
3.68	30	011
3.47	20	010
3.20	10	001
3.00	0	000

3.6.7. Silvereye: símbolo del sistema

Como último paso de diseño, se bautiza el sistema de medición inalámbrica como **Silvereye**. Este es el nombre común que recibe la especie de aves *Zosterops lateralis*, gracias al anillo de plumas blancas que rodea cada uno de sus ojos. El Silvereye es un ave nativa de Australia y Nueva Zelanda y se selecciona para representar el sistema de medición inalámbrica ya que migra a través de la costa de estos países utilizando el campo magnético de la tierra como referencia de su orientación [52] [53].



Figura 3.7. Silvereye y su representación vectorial, símbolo del sistema. La fotografía “Silvereye.NZ”, mostrada a la izquierda, fue capturada y liberada al dominio público por Bernard Spragg.

Capítulo 4

Aplicación virtual

Este capítulo presenta una aplicación virtual para ser usada en un equipo de procesamiento conectado al sistema de medición Silvereye. El propósito de dicha aplicación es mostrar un caso de uso del sistema de medición: la obtención de ángulos de flexión-extensión de los miembros inferiores. Para esto, se presenta un modelo biomecánico simple junto con un esquema de montaje y calibración. Por último, se describe el funcionamiento de la aplicación obtenida.

4.1. Enfoque de la aplicación virtual

La aplicación virtual de la que trata este capítulo busca exponer parte de las herramientas que ofrece el sistema de medición Silvereye para analizar la marcha. Específicamente, esta aplicación presenta un método para calcular los ángulos articulares de los miembros inferiores de una persona a partir de la información de orientación global de sus segmentos.

De acuerdo a los objetivos planteados en el Capítulo 1, el presente trabajo se enfoca en analizar la cinemática en el plano sagital del cuerpo humano, ya que es en este en donde ocurren los mayores rangos de movimiento articular. Ya que los movimientos articulares que ocurren en dicho plano son los de flexión-extensión, como se explica en la sección 2.6.3, los ángulos articulares a determinar por la aplicación corresponden a las rotaciones alrededor de los ejes articulares mediales-laterales de los miembros inferiores.

Sin embargo, es importante hacer énfasis en que las posibilidades de uso del sistema no se limitan a lo mostrado por esta aplicación. Silvereye permite medir cuatro tipos distintos de variables y puede interconectarse con diversos equipos de procesamiento, lo que posibilita adaptarlo a las necesidades de muchos escenarios clínicos, deportivos, de robótica y etcétera. Además, sus mediciones cinemáticas pueden ser explotadas de diversas formas para adquirir distintos parámetros de la marcha; ya sea directamente, por medio de múltiples algoritmos de distintos grados de complejidad reportados en la literatura¹, o por medio de una fusión con sistemas que miden otros aspectos de la marcha. Explorar los límites del sistema por medio de tales aplicaciones resulta atractivo pero se propone para estudios posteriores, pues su complejidad escapa a los alcances de

este trabajo de grado.

4.2. Ángulos articulares a partir de IMU

La literatura presenta una gran cantidad de métodos para calcular los ángulos articulares de los miembros inferiores a partir de sensores inerciales². Si bien estos métodos presentan gran diversidad en el tipo de variables inerciales empleadas y en las técnicas usadas para procesarlas, la mayoría parten de una idea básica: se establece un sistema de coordenadas en cada uno de los segmentos unidos a la articulación y se encuentra la distancia angular de un sistema de ejes con respecto al otro.

Esta sección revisa algunas estrategias para el cálculo angular, sin pretender ser una revisión exhaustiva de los diversos métodos existentes: esto permite ofrecer algo de contexto para explicar las elecciones de diseño de la aplicación virtual.

4.2.1. Variables usadas en el cálculo angular

En casos específicos, es posible determinar los ángulos articulares a partir de un único tipo de sensor inercial, como un acelerómetro o un giroscopio. Aunque el procesamiento de las variables requerido en estos casos es poco, estos métodos simples son útiles únicamente en escenarios acotados. Por ejemplo, si se coloca un acelerómetro triaxial en un segmento inferior, se puede medir la inclinación de este con respecto al suelo identificando la aceleración correspondiente al vector de la gravedad. Sin embargo, este procedimiento solo será confiable en escenarios con movimientos lentos y no permite analizar cambios en el plano transversal del espacio.

Para realizar estimaciones más robustas de los ángulos articulares es usual fusionar las señales de varios tipos de sensores de acuerdo a las ventajas que presentan. Seel [54] presenta la implementación de una de estas estrategias: el autor usa un filtro llamado complementario para calcular ángulos a partir de las señales de tanto giroscopios como acelerómetros. Los giroscopios presentan muy buena sensibilidad frente a cambios rápidos de orientación y sus señales de velocidad angular se pueden integrar para determinar posiciones angulares. Sin embargo, ya que esta integración presenta un error de deriva que se va acumulando en el tiempo de forma ilimitada, el filtro compara los ángulos hallados a partir del giroscopio con estimaciones angulares basadas en acelerómetros, como las descritas en el párrafo anterior. De esta manera, los ángulos del giroscopio

¹Ver los trabajos mencionados en la sección 2.2.

²Seel presenta un compendio bastante completo en [54].

“dominan” la señal de salida en los transitorios rápidos, mientras que en los transitorios lentos el filtro le otorga mayor peso a los ángulos del acelerómetro (pues estos no presentan errores de deriva).

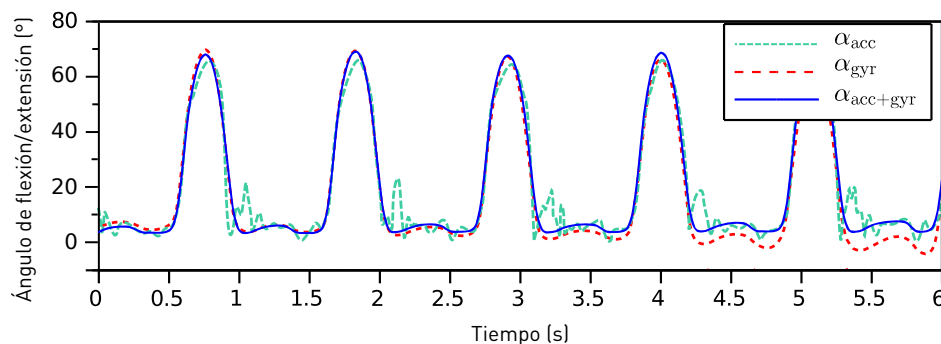


Figura 4.1. Filtro complementario para medidas angulares de dos dispositivos. La medida del giroscopio presenta deriva de integración, mientras que la del acelerómetro es ruidosa. Figura adaptada a partir del trabajo de Seel [54], de acuerdo a la licencia mencionada en el Anexo A.

Los módulos IMU de Silvereye proporcionan una señal de orientación absoluta, resultado de la fusión de las señales del acelerómetro, el giroscopio y el magnetómetro por medio de un filtro Kalman extendido. El filtro logra corregir la deriva que aparece al integrar las medidas del giroscopio y relaciona los ángulos resultantes con un sistema de coordenadas global basado en dos referencias físicas: el vector de aceleración causado por la gravedad y el polo norte magnético (estas medidas son proporcionadas por el acelerómetro y el magnetómetro respectivamente). A pesar de que no se profundizará en el funcionamiento interno del filtro³, la aplicación virtual se basa en las medidas de orientación que este calcula: contar con orientaciones globales facilita los procedimientos de calibración del sistema, como se verá más adelante.

4.2.2. Ubicación de sensores inerciales en el cuerpo humano

Como se mencionó anteriormente, la mayoría de métodos para calcular ángulos articulares parten de ubicar un sensor inercial en cada uno de los segmentos unidos a una articulación. Sin embargo, independientemente del método usado, determinar una ubicación correcta para los sensores requiere considerar dos problemáticas: el cambio de una variable con respecto a la posición donde es medida y la correspondencia entre los ejes sensoriales y los articulares. Esta sección examina estas complicaciones y determina qué ubicación de los sensores es adecuada para los propósitos de la aplicación virtual.

³Su implementación exacta no es divulgada por el fabricante (Bosch Sensortec) y su complejidad escapa a los alcances de este trabajo.

Variabilidad de medidas con respecto al punto de medición

En primer lugar, resulta necesario analizar si las medidas de los sensores cambian con respecto a cómo estos sean posicionados en un miembro inferior. Para este análisis se modelan los segmentos de los miembros inferiores como cuerpos rígidos: a pesar de que son estructuras complejas formadas por huesos, músculos y tejidos, esto es una aproximación razonable. Además, se asume que al sujetar firmemente un sensor inercial a un segmento se conforma un único cuerpo rígido.

Giroscopios y acelerómetros

Un estudio realizado por Kunze [55] encuentra que un giroscopio puede ser ubicado de forma arbitraria en un cuerpo rígido: este sensor registra una velocidad angular de igual magnitud en todos los puntos del sólido y es inmune a los desplazamientos lineales.

Kunze advierte que las mediciones de los acelerómetros sí cambian con respecto a su ubicación en un cuerpo rígido ya que este sensor registra la suma vectorial de todas las aceleraciones a las que se somete. Esto incluye tanto las aceleraciones lineales producidas por la fuerza de gravedad y las traslaciones, como las aceleraciones tangenciales y normales producidas por las rotaciones. A pesar de que la magnitud de la aceleración lineal es igual para todos los puntos de un cuerpo rígido, las aceleraciones tangenciales y normales crecen mientras mayor sea la distancia entre el sensor y el eje de rotación. Las ecuaciones para estas dos cantidades pueden observarse en (4.1), permitiendo observar que ambas aceleraciones son directamente proporcionales al radio r . En estas ecuaciones α y ω representan aceleración y velocidad angular, respectivamente.

$$(4.1) \quad a_t = \alpha r \quad a_n = \omega^2 r$$

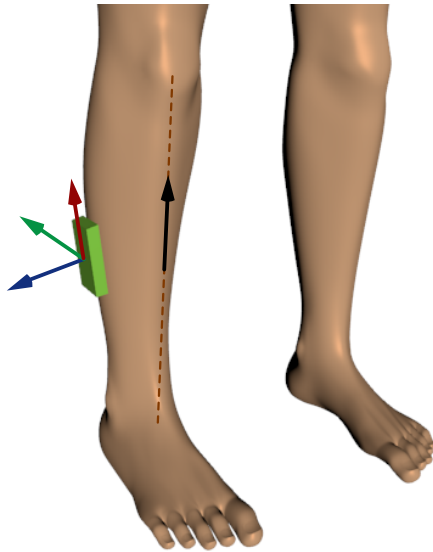
Por último, Kunze indica que ambos tipos de sensores realizan mediciones de acuerdo a sus sistemas locales de coordenadas. Es deseable que estas mediciones se lleven a un contexto de coordenadas globales pues esto facilita su interpretación.

Orientación

Como en el caso de los giroscopios, el uso de las señales de orientación global permite que los módulos inerciales sean ubicados de forma arbitraria en los segmentos inferiores. Esto ocurre ya que, por definición, la orientación de un cuerpo rígido no cambia cuando éste se somete a un movimiento de traslación: al usar la información de orientación de un segmento, cualquiera de sus movimientos puede ser analizado como si fuera una rotación pura en el espacio. Convenientemente, cuando un cuerpo rígido es sometido a una rotación pura alrededor de cualquier eje, todos sus puntos experimentan los mismos vectores de cambio de orientación [55]. Esto implica que un sensor inercial registra los

misimos cambios de orientación en el espacio que el segmento, sin importar donde esté ubicado.

Correspondencia entre ejes sensoriales y articulares



En los escenarios de robótica y mecánica en los que se pretende medir una cantidad lineal o angular, resulta sencillo hacer coincidir los ejes de un sensor inercial con los ejes funcionales del proceso a instrumentar. En el cuerpo humano, en cambio, esta tarea es difícil: además de que el cuerpo carece de superficies planas y de ángulos rectos, existe gran variabilidad entre cada posible sujeto a examinar [54]. Adicionalmente, en la mayoría de análisis del movimiento humano, las IMU son sujetadas al cuerpo por medio de correas ajustables, lo que produce que la orientación del sensor sea casi arbitraria con respecto al segmento donde está ubicado.

Figura 4.2. En el montaje típico ilustrado, ningún eje del sensor se alinea con el eje longitudinal del segmento.

Por causa de estas limitaciones, el cálculo de los ángulos articulares requiere una transformación matemática entre los sistemas coordinados involucrados: los ejes de los sensores ubicados en los segmentos deben hacerse coincidir lo mejor posible con los ejes de la articulación o los ejes longitudinales mismos de los segmentos. Este proceso se conoce como *sensor-to-segment alignment* en el campo de estudio de los sensores inerciales⁴, y es de gran importancia para asegurar la precisión y la confiabilidad de las mediciones angulares.

Métodos de alineación sensor-segmento

El trabajo de Seel [54] resalta que algunas publicaciones ignoran el hecho de que los ejes de los sensores rara vez están alineados con los ejes funcionalmente significativos de las articulaciones. Consecuentemente, los sistemas descritos por dichos trabajos producen medidas bastante imprecisas con respecto a los sistemas clínicos tradicionales. El autor enfatiza entonces en la importancia de implementar procedimientos de alineación y recopila distintos métodos para esto presentes en la literatura, expuestos aquí de forma sucinta.

El método de alineación sensor-segmento más sencillo consiste en hacer coincidir los ejes manualmente, ubicando los sensores de acuerdo a una orientación precisa y predefinida

⁴Traducido aquí como alineación sensor-segmento.

(a veces con la ayuda de un sistema de referencia externo). Sin embargo, este método es dispendioso y propenso a generar errores de medición, pues requiere una instalación cuidadosa del sensor.

Otro método de alineación, de uso bastante extendido, se basa en definir los ejes de coordenadas de los segmentos a partir de poses estáticas estándar. Por ejemplo, las técnicas presentadas por Takeda [56], Favre [57] y Beravs [58] ubican al sujeto en posición vertical con los miembros inferiores “rectos” y definen el eje longitudinal de cada segmento con respecto a la aceleración de la gravedad. Se debe observar que en este método la precisión de la alineación está limitada por la precisión con la cual el sujeto ejecute la pose de calibración.

El último método considerado estima los ejes articulares funcionales de una articulación a partir de movimientos de calibración. Ya que generalmente dichos movimientos son predefinidos, esta técnica presenta la misma limitación que la calibración por postura: su precisión depende de la habilidad del usuario para ejecutar los movimientos. Aunque es posible encontrar procedimientos de alineación con base en movimientos arbitrarios, su complejidad es mucho mayor que la de los primeros.

Generalmente, las soluciones comerciales de medición angular basadas en IMU realizan una alineación sensor-segmento robusta combinando las dos últimas estrategias mencionadas. Por ejemplo, el sistema MVN de XSens hace una estimación postural inicial y la refina a partir de movimientos de calibración y medidas antropométricas manuales [15]. Para la aplicación virtual se usará la alineación postural, estableciendo un sistema de coordenadas articular a partir de la posición anatómica (mostrada en la sección 2.4). Se elige este método, explicado en detalle en la sección 4.5., pues es relativamente simple y permite alcanzar una buena precisión [57].



Figura 4.3. Movimientos de calibración típicos para el proceso de alineación sensor-segmento. Figura tomada del trabajo de Seel [54] de acuerdo a la licencia mencionada en el Anexo A.

4.3. Escenario de medición

Antes de poder detallar los modelos y algoritmos usados por la aplicación virtual, es necesario describir la forma en la que cada módulo inercial reporta su orientación en el espacio.

Los módulos inerciales de Silvereye registran los cambios de orientación con respecto a tres ejes globales, los cuales caracterizan el escenario de medición. Como se observa en la Figura 4.4, el eje X global señala al polo norte magnético, mientras que el eje global Z apunta en la dirección opuesta a la que tiene la aceleración causada por la gravedad. Por último, el eje Y es perpendicular a los otros dos.

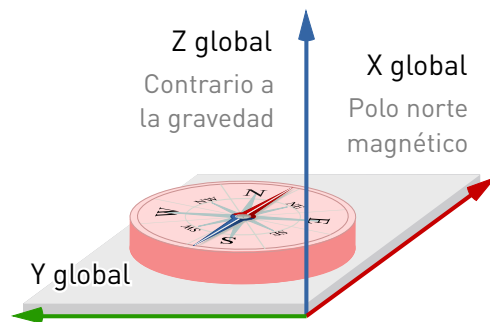


Figura 4.4. Ejes coordenados globales.

Las medidas de orientación global de una IMU se construyen midiendo el desfase de orientación entre un sistema local de coordenadas (embebido en el módulo) y el sistema global. Como se observa en la Figura 4.5.a, cada sistema coordenado se representa por medio de una tríada de vectores unitarios.

En la Figura 4.5.b, todos los ejes están alineados: el sensor está acostado sobre una superficie nivelada⁵ y apunta hacia el norte magnético. Si el sensor se hace girar sobre el eje Z global como si se tratara de un tornillo, se presenta la situación de la Figura 4.5.c: aparece un desfase o delta de orientación entre los dos sistemas coordenados. A pesar de que en la figura este desfase se señala como un ángulo α alrededor del eje global Z, éste puede ser representado de distintas formas, tanto intuitiva como matemáticamente, como se verá a continuación.

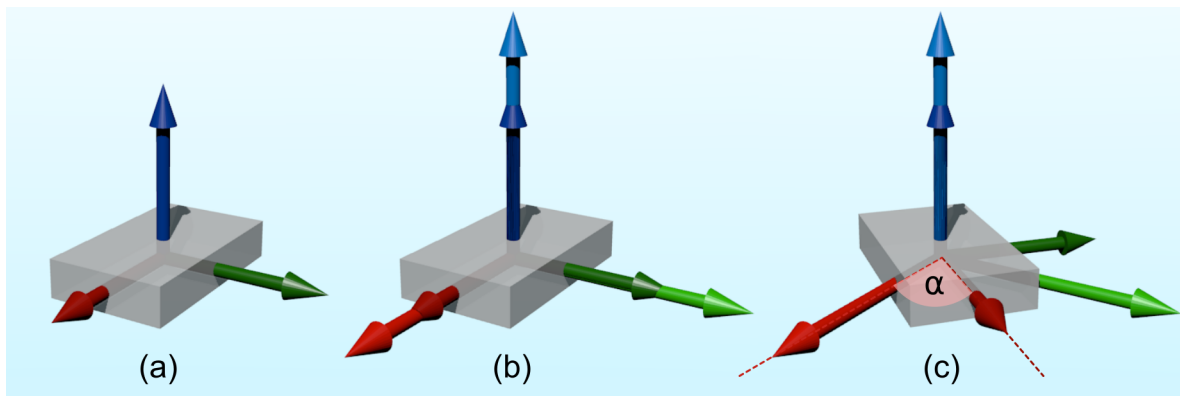


Figura 4.5. Sistema coordenado embebido en un módulo inercial con respecto a la referencia global.

⁵Es decir que su cara de mayor área está en contacto con la superficie.

4.3.1. Rotaciones en R3 y su representación

En este punto, es relevante diferenciar entre los términos orientación y rotación. Mientras una orientación se refiere a la posición angular de un objeto con respecto a una referencia, una rotación es una operación que modifica la orientación de un objeto.

Existen múltiples formas de expresar matemáticamente una rotación en tres dimensiones. Con la representación llamada ángulos de Euler, por ejemplo, las rotaciones se describen alrededor de los tres ejes fijos ortogonales del espacio, X , Y y Z . Cuando se emplea esta convención, alcanzar cualquier orientación arbitraria requiere de máximo tres rotaciones alrededor de dichos ejes fijos. Los ángulos de Euler son usados ampliamente pues resultan intuitivos: la rotación de la Figura 4.5.c puede describirse textualmente como “rote el objeto α grados alrededor del eje Z global”. Sin embargo, dado que esta representación presenta singularidades al describir ciertas orientaciones, su uso se restringe a ciertos rangos de rotación.

Según el teorema de Euler, cualquier combinación de rotaciones en el espacio se puede describir a partir de una única rotación: un recorrido angular θ alrededor de un eje \hat{e} . Este conocimiento permite representar las rotaciones con la convención eje-ángulo (*axis-angle* en el idioma inglés), la cual resulta muy simple de visualizar en el contexto de la Figura 4.5: se toma el vector $(0, 0, 1)$ como \hat{e} y el ángulo θ como α . Su importancia radica en que no presenta las limitaciones de los ángulos de Euler y permite alcanzar cualquier orientación en el espacio a partir de una única operación de rotación.

Introducción mínima a los cuaterniones

El sistema Silverye expresa las rotaciones por medio de cuaterniones, estructuras numéricas que tienen la forma $q = a + b\mathbf{i} + c\mathbf{j} + d\mathbf{k}$, donde $\mathbf{i}, \mathbf{j}, \mathbf{k}$ son unidades imaginarias⁶ y $a, b, c, d \in \mathbb{R}$. Los cuaterniones son una familia de números diseñada para representar rotaciones en el espacio tridimensional basándose en la convención de eje-ángulo mostrada en la Figura 4.6. Cada cuaternión q almacena tanto un eje de rotación \hat{r} como una cantidad angular θ de acuerdo a las ecuaciones a continuación:

$$q = \cos\left(\frac{\theta}{2}\right) + \sin\left(\frac{\theta}{2}\right)\hat{r},$$
$$\hat{r} = x\mathbf{i} + y\mathbf{j} + z\mathbf{k} = (x, y, z) \in \mathbb{R}^3.$$

Esta construcción garantiza que los cuaterniones conformen un sistema matemático llamado anillo de división no conmutativo, permitiendo definir operaciones algebraicas entre ellos. Las operaciones más relevantes de dicha álgebra para el contexto de este

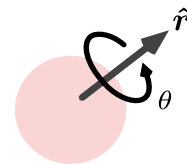


Figura 4.6

trabajo se exponen brevemente a continuación.

Norma: La norma $\|q\|$ de un cuaternión sigue la definición $\|q\| = \sqrt{a^2 + b^2 + c^2 + d^2}$. Esta medida es relevante ya que únicamente los cuaterniones unitarios (de norma 1) representan rotaciones puras.

Identidad: El cuaternión $q = (1, 0, 0, 0)$ representa la identidad multiplicativa, es decir, una rotación de cero grados. Al alinear los ejes del sensor perfectamente con los del espacio, se registra este valor de rotación.

Conjugado: Si el cuaternión $q = a + b\mathbf{i} + c\mathbf{j} + d\mathbf{k}$ representa una rotación que transforma la orientación A en B , el cuaternión $q^* = a - b\mathbf{i} - c\mathbf{j} - d\mathbf{k}$ representa la rotación inversa, llevando la orientación B a ser A .

Producto: El producto $q_a \otimes q_b$ de dos cuaterniones unitarios es otro cuaternión unitario que representa la combinación de las dos rotaciones involucradas. Esta operación no es conmutativa, pues equivale a ejecutar las rotaciones individuales en orden. La definición matemática para el producto de cuaterniones puede ser consultada en el Anexo B.

Rotación de un vector: Aplicar la rotación almacenada en un cuaternión q a un vector v de \mathbb{R}^3 se representa como $q \odot v$. Esta operación se define en el Anexo B.

Orden del producto: Un producto de cuaterniones puede ser interpretado con respecto a ejes globales o a los ejes locales de los marcos de referencia involucrados. El producto $q_a \otimes q_b$, por ejemplo, significa “rotar la orientación inicial a una cantidad b alrededor de los ejes locales de a ” o “rotar la orientación inicial b una cantidad a alrededor de los ejes globales”. Esto se ilustra en la Figura 4.7 para una referencia rápida⁷.

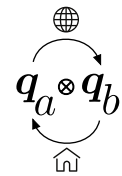


Figura 4.7

4.4. Convenciones cinemáticas de la aplicación

Ya que el funcionamiento de la aplicación virtual depende de un montaje sensorial específico y un modelo cinemático apropiado, estas convenciones se especifican antes de detallar los algoritmos de cálculo angular. Se debe observar que los modelos aquí adoptados se establecen de acuerdo al objetivo de la aplicación virtual y del presente trabajo de grado. Sin embargo, el sistema de medición desarrollado otorga la flexibilidad de implementar otros tipos de modelos y procedimientos de calibración y cálculo.

⁶Estas unidades obedecen a la ecuación $\mathbf{i}^2 = \mathbf{j}^2 = \mathbf{k}^2 = \mathbf{ijk} = -1$

⁷Se observa que para rotar una orientación inicial con respecto a los ejes globales, la rotación se ubica a la izquierda. Consecuentemente, un cuaternión a la derecha indica una rotación alrededor de ejes locales.

4.4.1. Montaje sensorial

De acuerdo al análisis de la sección 4.2.2, una IMU firmemente anexada a un segmento inferior percibe los mismos cambios de orientación en el espacio que el segmento, sin importar su ubicación en este. Lo anterior resulta conveniente, pues permite cierta libertad en la elección del esquema de ajuste de los módulos a los segmentos inferiores.

El montaje del sistema de medición en los miembros inferiores para su uso con la aplicación virtual se muestra en la Figura 4.8. Como se observa, los módulos se ajustan por medio de correas y se ubican en las caras laterales para los muslos y las piernas y en las caras dorsales para los pies. La ubicación de cada módulo en su respectivo segmento puede ser arbitraria para todos los módulos exceptuando el de la cadera, por razones que se explican más adelante, en la sección 4.5. La Figura 4.9 detalla la ubicación ideal de dicho módulo.

4.4.2. Modelo cinemático

Como se detalla en la sección 3.4, el modelo cinemático del sistema de medición consiste en siete segmentos rígidos – cadera, dos muslos, dos piernas y dos pies – unidos mediante articulaciones esféricas de tres grados de libertad – articulaciones de cadera, rodilla y tobillo.

Cada elemento del modelo contiene un sistema de coordenadas embebido, el cual representa la orientación de dicho elemento con respecto al sistema de coordenadas global⁸. Dado que el análisis de marcha de este trabajo abarca únicamente los miembros inferiores del ser humano, la cadera y el torso se modelan como un único segmento rígido. El sistema de coordenadas de este segmento es determinado por el sensor ubicado en la cadera, y representa además la orientación absoluta de la persona con respecto a los ejes globales de referencia.

Todos los ejes coordenados, incluyendo los globales, siguen las recomendaciones de la ISB: Cuando el usuario del sistema está en la posición anatómica, el eje X (marcado en rojo) señala hacia la dirección de avance frontal.

A su vez, el eje Y (marcado en verde) apunta en la dirección opuesta al suelo. Por último, el eje Z señala en la dirección lateral derecha (y se representa con el color azul). La orientación de los ejes se construye de acuerdo a la regla de la mano

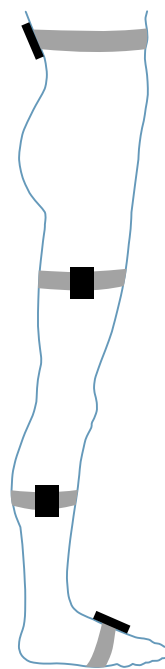


Figura 4.8

⁸Convencionalmente (y en el caso de este modelo), el origen del sistema coordenado de un segmento está ubicado en su centro de masa. Sin embargo, esto es una formalidad, pues todos los puntos de un mismo segmento tienen la misma orientación en el espacio. En cambio, el origen del sistema coordenado de una articulación es puntual y se ubica en el cruce de sus tres ejes de rotación.

derecha. La Figura 4.10 presenta el modelo cinemático obtenido después de realizar el procedimiento de calibración de postura que se explica de forma detallada en la sección a continuación.

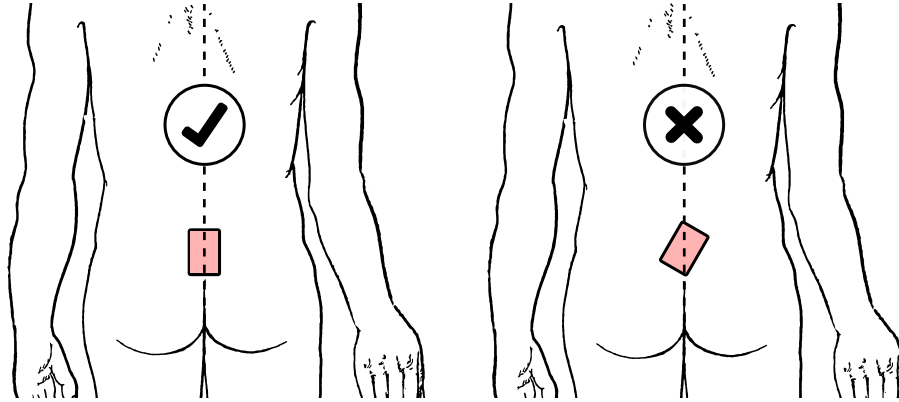


Figura 4.9. Montaje correcto del módulo inercial en la espalda. Se debe alinear la línea longitudinal del módulo con la línea medial de cuerpo lo mejor posible. Esta Figura se basa en “Parts of the Human Body” de Sir Henry Morris y su licencia de uso se especifica en el Anexo A.

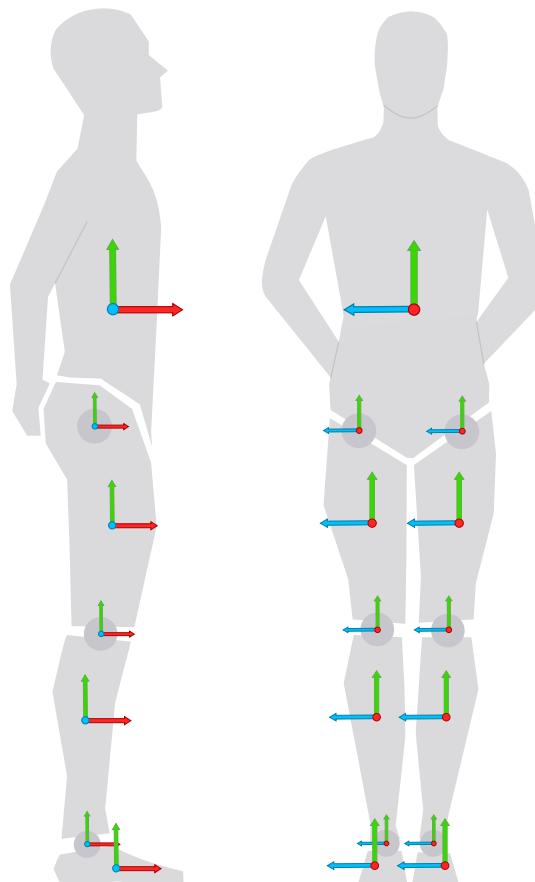


Figura 4.10. Ejes del modelo cinemático en la posición anatómica, una vez se ha ejecutado el procedimiento de calibración. Los colores rojo, verde y azul representan los ejes X, Y y Z respectivamente.

4.5. Calibración de postura del modelo

El procedimiento de calibración de postura cumple un objetivo fundamental: usar la orientación inicial de la persona en el espacio para crear un sistema coordenado virtual. Ya que este sistema describe las orientaciones globales iniciales de todos los segmentos inferiores, este proceso corresponde efectivamente a la alineación sensor-segmento. Cabe anotar que todos los procedimientos de calibración se realizan mientras el usuario porta el sistema según el esquema de la sección 4.4.1 y se encuentra en la posición anatómica.

4.5.1. Sistema coordenado virtual q_v

Dado que una de las referencias de los sensores es el polo norte magnético y que el sistema de medición es portátil, la orientación de los ejes globales será distinta para cada ubicación geográfica donde se utilice el sistema de medición. Ya que la ISB recomienda alinear un eje coordenado con la dirección de avance principal, el primer procedimiento de calibración consiste en definir la dirección que representa “adelante” a partir de la posición anatómica. Esto permite construir un sistema coordenado virtual q_v en el cual se basen todas las orientaciones del sistema, permitiendo medir de forma consistente aún cuando haya una re-ubicación geográfica. El procedimiento de construcción del marco virtual a continuación se basa fuertemente en el trabajo de Beravs et. al [58] y su utilidad se verá más adelante.

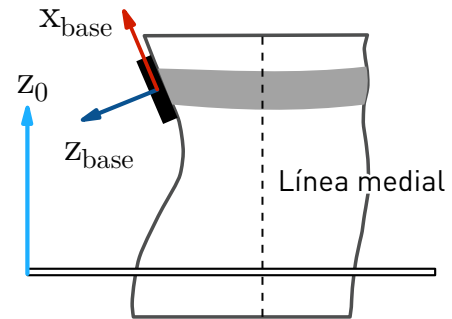


Figura 4.11. Sistema coordenado del módulo inercial de la espalda baja.

Cuando el usuario del sistema está en la posición anatómica, la línea medial de su cuerpo es paralela al vector normal del plano terrestre (el plano XY). Este vector se nombra $z_0 = (0, 0, 1)$ y se usa como el primer eje del sistema coordenado virtual.

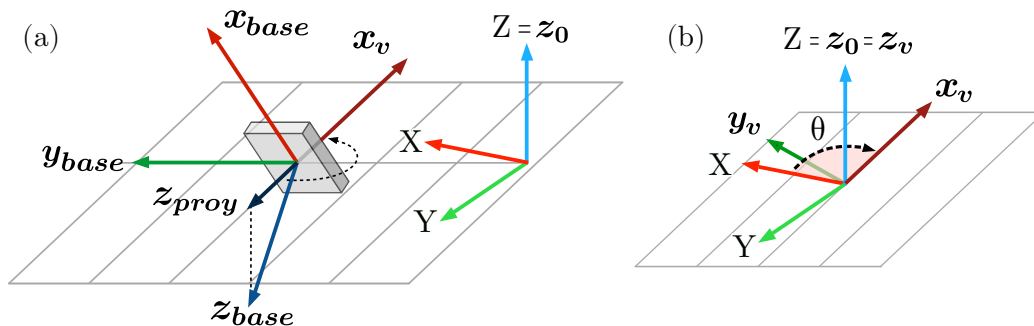


Figura 4.12. Creación de marco virtual de referencia a partir del sensor de la espalda baja.

El segundo eje del marco virtual se basa en la orientación global q_{back} del módulo inercial ubicado en la espalda baja, ilustrado en la Figura 4.11. Inicialmente, se le aplica esta rotación al vector unitario $z_0 = (0, 0, 1)$ para representar el eje local z_{base} del módulo en el espacio:

$$z_{base} = q_{base} \odot z_0.$$

Posteriormente, como se muestra en la Figura 4.12, el eje local z_{base} es proyectado sobre el plano XY global para representar la dirección contraria al avance, “atrás”, por medio de z_{proy} . Invertir la dirección de dicho vector permite calcular el vector unitario x_v , el cual representa la dirección de avance de marcha o “adelante”:

$$z_{proy} = z_{base} - ((z_{base} \cdot z_0) z_0),$$

$$x_v = \frac{-z_{proy}}{\|z_{proy}\|}.$$

En este punto se hace evidente por qué es importante alinear el sensor de la espalda baja con la línea medial del cuerpo: es de esta manera que la proyección de uno de los ejes del sensor señala con precisión razonable hacia adelante.

El tercer y último eje del sistema virtual coordenado, y_v , se puede construir a partir del producto cruz de x_v y $z_0 = (0, 0, 1)$. Sin embargo, resulta más conveniente representar el sistema coordenado virtual como un cuaternión, pues esto permite realizar cálculos con los datos provenientes de los sensores. Como permite observar la Figura 4.12, el sistema coordenado virtual construido difiere del global únicamente en una rotación alrededor del eje global Z que ambos sistemas comparten. Calcular la diferencia angular θ alrededor de z_0 entre el eje X virtual (x_v) y el eje X global (x_0) permite obtener el cuaternión q_v a partir de la fórmula de eje-ángulo y representar el eje coordenado virtual:

$$x_0 = (1, 0, 0),$$

$$z_0 = (0, 0, 1),$$

$$\theta = \arctan \left(\frac{x_0 \cdot x_v}{z_0 \cdot (x_0 \times x_v)} \right),$$

$$q_v = \cos \left(\frac{\theta}{2} \right) + \sin \left(\frac{\theta}{2} \right) z_0.$$

Después de calcular el marco de referencia virtual, la orientación global inicial de cada módulo inercial (reportada por cada sensor) se almacena como una referencia q_{ref_i} , finalizando el procedimiento de calibración.

4.6. Orientación de los segmentos inferiores

Una vez se ha determinado q_v , la manera en la que se construye la orientación de los segmentos inferiores puede ser explicada de forma intuitiva. En primer lugar, el sistema virtual de coordenadas se establece como la orientación global inicial de los segmentos inferiores⁹. De esta manera, cuando el usuario está en la posición anatómica, los sistemas coordenados de todos los segmentos del modelo cinemático están perfectamente alineados entre sí, como lo muestra la Figura 4.10.

Cuando el usuario del sistema mueve uno de sus segmentos, el módulo inercial sujeto a éste reporta una nueva orientación en el espacio. Si se calcula la diferencia entre la nueva orientación q_{raw_i} y la orientación q_{ref_i} que tenía el módulo al realizar la calibración de postura, se obtiene una rotación q_{Δ_i} . Organizando con cuidado los términos de la operación entre cuaterniones, es posible hacer que q_{Δ_i} represente la rotación alrededor de los ejes globales que lleva la orientación inicial a ser la más nueva:

$$\begin{aligned} q_{raw_i} &= q_{\Delta_i} \otimes q_{ref_i}, \\ q_{\Delta_i} &= q_{raw_i} \otimes q_{ref_i}^*. \end{aligned}$$

Construir q_{Δ_i} de la forma descrita permite que esta rotación pueda ser aplicada al sistema coordenado inicial del segmento, haciendo que el modelo cinemático refleje el movimiento articular ejecutado por el usuario. Esto se logra por medio de la relación

$$q_{local_i} = q_v^* \otimes (q_{\Delta_i} \otimes q_v).$$

La operación entre paréntesis muestra la aplicación de q_{Δ_i} como rotación global al sistema coordenado inicial del segmento¹⁰. Se observa que al resultado se le aplica una rotación global adicional: ya que q_v se construye a partir de la orientación inicial de la persona en el sistema de referencia global, mediciones de la marcha en distintos puntos geográficos tendrán referencias de inicio diferentes. El objeto de esta operación es entonces establecer el sistema virtual como referencia o “cero”, de modo que en la posición anatómica los ejes articulares registren una rotación nula para todos sus grados de libertad.

Hasta este punto, el eje Z del sistema de referencia virtual señala en la dirección opuesta al suelo: esta es la dirección que define el sistema global de coordenadas del sensor BNO055, en el cual se basa q_v . Se observa que esta convención difiere de las recomendaciones de la ISB: tanto en éstas como en el modelo cinemático mostrado en la sección 4.5, el eje

⁹Las limitaciones de esta aproximación se discuten en el Capítulo 5.

¹⁰Las operaciones con cuaterniones son asociativas; los paréntesis solo indican un orden lógico para fácil comprensión del proceso subyacente.

que señala hacia arriba es el Y. Afortunadamente, ajustar el marco coordenado requiere únicamente aplicar dos rotaciones adicionales a cada cuaternión de segmento. En primer lugar, una rotación local q_{isb} (de 90 grados alrededor del eje X) ubica los ejes coordenados del segmento en la orientación deseada. El efecto de esta primera rotación sobre el marco absoluto de referencia del segmento es compensado posteriormente por medio de la rotación global q_{isb}^* :

$$q_{isb} = (\sqrt{2}, \sqrt{2}, 0, 0),$$

$$q_{seg_i} = q_{isb}^* \otimes (q_{local_i} \otimes q_{isb}).$$

Gracias al procedimiento descrito se obtienen en total siete cuaterniones $[q_{seg_1} \dots q_{seg_7}]$, uno para cada segmento inferior.

4.7. Cálculo de ángulos articulares

El cálculo de los ángulos articulares se lleva a cabo por medio del mismo método usado por el sistema comercial Xsens, descrito por Roetenberg et. al. [15]. Este consiste en calcular la orientación de un segmento distal q_{dist} con respecto a uno proximal q_{prox} y generar un cuaternión que represente los ejes locales de cada articulación:

$$q_{art_i} = q_{prox_i}^* \otimes q_{dist_i}.$$

En total, este proceso permite obtener seis cuaterniones articulares: $[q_{art_1} \dots q_{art_6}]$.

Adicionalmente, para una interpretación clínica significativa, estos cuaterniones deben ser transformados a una representación de ángulos de Euler. Dado que esta representación puede hacerse con respecto a 12 secuencias distintas de rotación, se elige la descomposición ZXY de acuerdo a las recomendaciones de la ISB [25]:

$$q_{art} = w + x\mathbf{i} + y\mathbf{j} + z\mathbf{k},$$

$$\alpha_{art} = \arctan\left(\frac{2 \cdot (xy + wz)}{w^2 - x^2 + y^2 - z^2}\right),$$

$$\beta_{art} = \arcsin(-2 \cdot (yz - wx)),$$

$$\gamma_{art} = \arctan\left(\frac{2 \cdot (xz + wy)}{w^2 - x^2 - y^2 + z^2}\right).$$

La Tabla 4.1 permite identificar a qué movimiento articular corresponde cada ángulo calculado. A pesar de que el sistema permite medir los tres grados de libertad articular, los ángulos implementados en la aplicación virtual corresponden únicamente a los de flexión-extensión, ya que este trabajo se centra en el análisis sagital.

TABLA 4.1
ÁNGULOS A PARTIR DE CUATERNIONES ARTICULARES

Articulación	Símbolo	Eje	Movimiento articular
Cadera	α_c	z	Flexión – extensión
	β_c	x	Abducción – aducción
	γ_c	y	Rotación interna – externa
Rodilla	α_r	z	Flexión – extensión
	β_r	y	Abducción – aducción
	γ_r	x	Rotación interna – externa
Tobillo	α_t	z	Flexión – extensión
	β_t	y	Abducción – aducción
	γ_t	x	Rotación interna – externa

4.8. Implementación de la aplicación virtual

Esta sección describe brevemente la aplicación virtual desarrollada, la cual implementa los procedimientos y algoritmos mostrados en este capítulo. Dicha aplicación está construida en el lenguaje C++ haciendo uso extensivo del *framework* Qt 5.7.0 para el desarrollo de la interfaz gráfica. Las representaciones en tres dimensiones utilizan la librería OGRE como motor de renderizado 3D y los modelos generados por el software MakeHuman. El código fuente desarrollado puede ser consultado en los anexos de este documento.

4.8.1. Interfaz gráfica

La Figura 4.13 muestra los distintos paneles que conforman la interfaz gráfica de la aplicación virtual. Cada uno cumple una función específica que será detallada a continuación.

Pantalla principal: La ventana principal de la aplicación virtual muestra el logotipo del sistema y permite acceder a los demás paneles del sistema.

Control serial: Al conectar el módulo maestro a un PC por medio de USB, este es detectado como un puerto COM virtual con las especificaciones mencionadas en la sección 3.6.5. Desde este panel es posible verificar y modificar el estado de esta conexión.

Estado del sistema: Este panel permite observar el estado de los módulos inerciales y monitorear la tasa de muestreo efectiva del sistema. Cada fila de la matriz de datos mostrada representa el estado de encendido y de calibración de un módulo inercial específico, en orden ascendente. Además, la calibración de los sensores individuales

que conforman cada módulo se muestra por medio de las letras A, M y G (acelerómetro, magnetómetro y giroscopio respectivamente), de acuerdo a la convención explicada en la Tabla 3.7 del Capítulo 3.

Calibración del modelo: El panel de calibración permite iniciar el procedimiento de calibración de postura, construyendo el sistema coordenado virtual y guardando las orientaciones iniciales de los sensores como referencia. A partir de este panel es también posible controlar la cámara usada para la visualización tridimensional.

Modelo tridimensional: Este modelo 3D permite observar los cambios de orientación en el espacio del modelo cinemático calibrado. El segmento compuesto por tronco, brazos y cabeza es controlado desde el módulo de la pelvis y el modelo completo se actualiza cada 10 milisegundos.

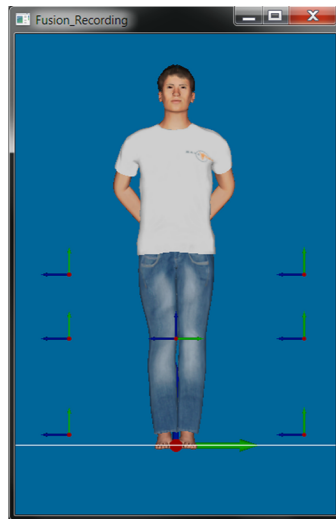
Ángulos sagitales: Este panel permite visualizar el valor de los ángulos sagitales calculados a partir de la orientación de los sensores en el espacio. Cada gráfica despliega los últimos 3 segundos de un ángulo específico, junto con su valor actual (desplegado en el recuadro azul). Si bien los ejes de las gráficas están ajustados por defecto a los rangos angulares típicos expuestos en la sección 2.6.4, estos se pueden cambiar de forma interactiva usando la rueda del ratón.

Grabación de cinemática: El panel de grabación cinemática permite la escritura en disco de los ángulos sagitales en tiempo real. Además, este panel permite el guardado opcional de los cuaterniones calculados por el proceso, en caso de querer utilizarlos en una aplicación externa. Los datos se guardan como dos archivos de texto plano, donde cada columna corresponde a una variable; dichas columnas se separan por medio de caracteres de tabulado. El archivo de extensión *.cimu* contiene los datos de referencia del proceso de calibración, mientras que el archivo *.kimu* contiene los datos de movimiento.

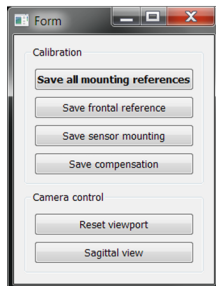
Grabación de datos sin procesar: Finalmente, el panel de grabación de datos sin procesar utiliza el equipo de procesamiento como un “puente” entre el módulo maestro y un archivo del disco duro. Este panel permite guardar todos los datos sin procesar del sistema de sensores, lo que es útil para verificar el estado del sistema o para usar los datos capturados en otras aplicaciones. El archivo de texto plano generado tiene la extensión *.gimu* y almacena cada variable en una columna separada por caracteres de tabulado.



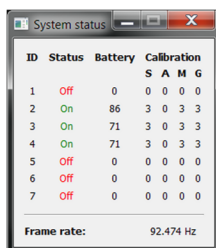
(a) Ventana principal



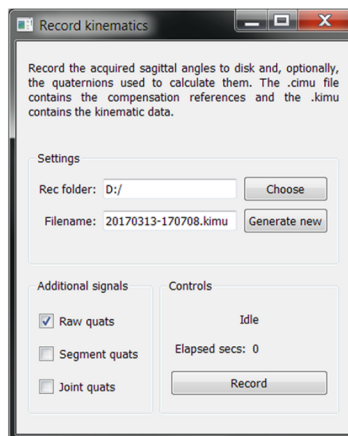
(d) Modelo tridimensional



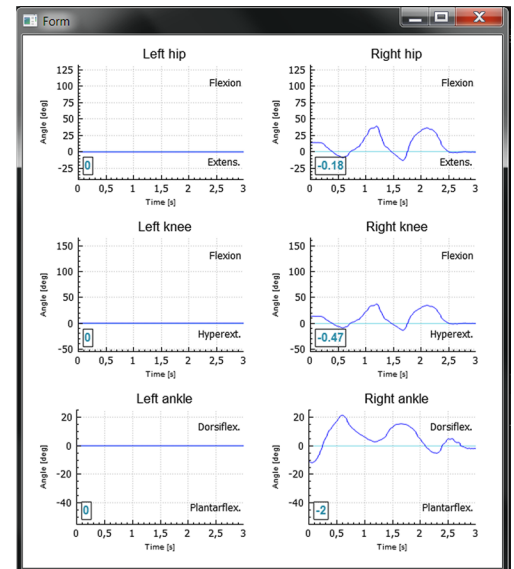
(b) Calibración del modelo



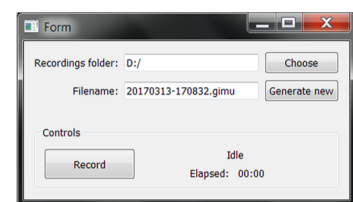
(c) Estado del sistema



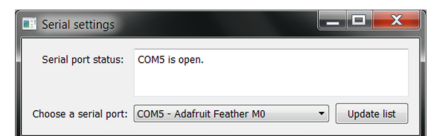
(e) Grabación de cinemática



(f) Ángulos sagitales



(g) Grabación de datos sin procesar



(g) Control serial

Figura 4.13. Interfaz de usuario de la aplicación virtual.

Capítulo 5

Validación

Este capítulo se centra en la validación experimental del sistema Silvereye diseñado en el Capítulo 3 y de la aplicación virtual creada en el Capítulo 4. En primer lugar, se validan las topologías del sistema de medición: se examina su consumo de energía, su alcance inalámbrico y la fidelidad de la trama que transmite frente a los requerimientos establecidos en el Capítulo 2. Posteriormente, se valida el desempeño del sistema en el ámbito del análisis de marcha al comparar las medidas de un recorrido angular arbitrario: éste es capturado simultáneamente con Silvereye y con un sistema 2D de procesamiento de imágenes. Por último, se discuten las limitaciones del sistema desarrollado y se examinan recomendaciones para su mejora a futuro.

5.1. Pruebas de validación y resultados

5.1.1. Consumo de energía

Determinar la energía consumida por los módulos esclavos es de gran interés, pues permite establecer el tiempo de uso continuo efectivo del sistema inalámbrico¹. Para realizar esta medición, se registran tanto el voltaje como la corriente suministradas por la batería de litio-ión de un módulo esclavo durante la operación normal del sistema. Para ejecutar la prueba, se carga la batería a capacidad total, se coloca el sistema completo en funcionamiento y se registran las medidas de interés hasta el momento en el cual la batería se descarga.

Se encuentra que la corriente media consumida por un módulo inalámbrico durante su operación es 41 mA, valor muy cercano a la corriente teórica calculada en el Capítulo 3 (Tabla 3.10). La evolución en el tiempo del voltaje de la batería se muestra en la Figura 5.1. Se observa que los sensores inalámbricos pueden permanecer encendidos por hasta 22 horas, momento en el cual se alcanza el valor mínimo recomendado de voltaje en la batería (3V). Adicionalmente, se observa que el consumo máximo de potencia del dispositivo es de 0.172W.

¹Debido a que el módulo maestro se conecta normalmente al equipo de procesamiento de forma cableada y puede recibir su potencia de éste, medir su consumo energético no es crucial.

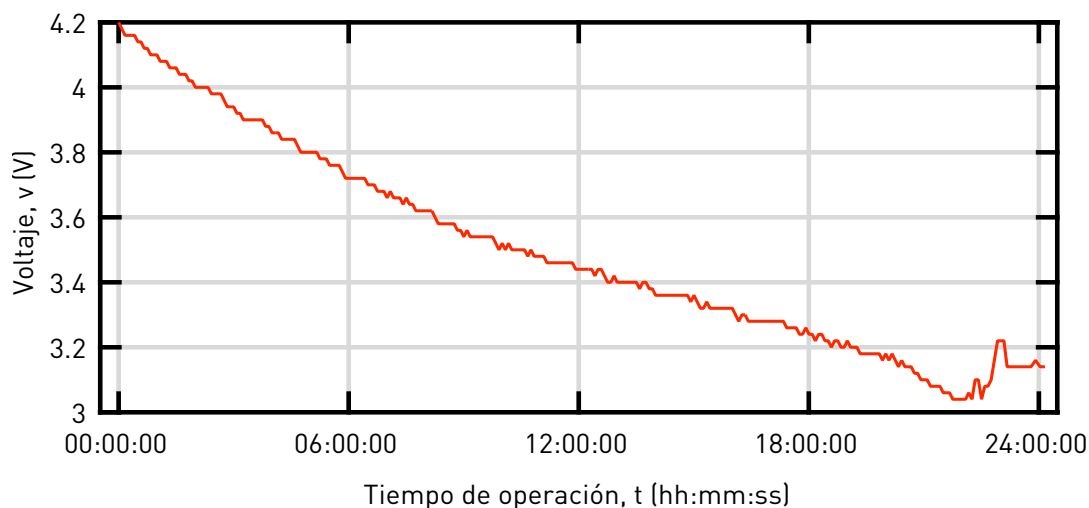


Figura 5.1. Variación del voltaje de la batería en el tiempo. El tramo final corresponde a la acción de estabilización del regulador de voltaje cuando la batería suministra menos de 3V.

5.1.2. Alcance inalámbrico

Existe una distancia máxima entre el módulo maestro y los módulos esclavos para la cual el sistema opera de forma confiable. Esta distancia se puede determinar al medir qué porcentaje de las transmisiones del sistema tienen éxito y cómo cambia esta cifra con respecto a la distancia de separación entre un módulo esclavo y el módulo maestro. La prueba para determinar el alcance del sistema se compone de varios ensayos, en donde cada ensayo consiste en la repetición ininterrumpida de una misma acción durante 3 minutos: el módulo maestro transmite un byte de sondeo al esclavo y recibe 28 bytes de éste como respuesta. Al finalizar cada ensayo, los módulos se separan una distancia determinada (5 metros) y se realiza una nueva medición. La prueba finaliza cuando el porcentaje de bits transmitidos es nulo. El inicio de cada ensayo es controlado de forma manual por medio del envío de un comando serial al módulo maestro desde un equipo de procesamiento, lo que permite incrementar la distancia entre los módulos de forma discreta y controlada.

TABLA 5.1
TASA EFECTIVA VS
DISTANCIA ENTRE
MÓDULOS.

Dist. (m)	Tasa efectiva (kbit/s)
0	245090,84
5	242010,84
10	189049,78
15	76411,38
20	31841,60
25	45531,11
30	1,87
35	0,00

La Figura 5.2 muestra los resultados de la medición de alcance inalámbrico: es posible determinar que la confiabilidad de la red inalámbrica es muy alta (>99%) si la separación entre módulos es de menos de 5 metros. Esta prueba también permite obtener la tasa de datos efectiva del esquema de comunicación y determinar su variación con la distancia entre módulos, datos que se muestran en la Tabla 5.1: se observa que para distancias

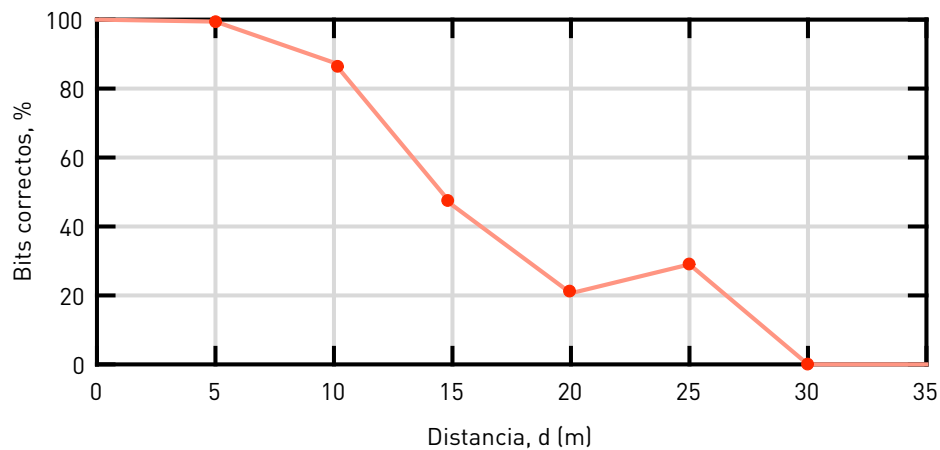


Figura 5.2. Éxito de las transmisiones con respecto a la distancia de separación entre emisor y receptor.

entre módulos menores a 10 metros, la tasa efectiva del sistema supera el requerimiento de 145.6 kb/s contemplado en el Capítulo 3.

Como se detalla en la sección 3.2, para realizar una validación clínica de la marcha es suficiente con capturar 6 metros del recorrido de un paciente. Ya que el alcance de Silvereye supera esta distancia de forma amplia al ubicar el módulo maestro en el punto medio del recorrido a analizar², este aspecto del sistema resulta adecuado para llevar a cabo mediciones confiables en escenarios clínicos.

5.1.3. Trama y frecuencias de muestreo

Con el fin de verificar la integridad de las señales adquiridas por el sistema, se examinan los datos sin procesar de un módulo esclavo durante la operación normal del sistema. Las Figuras 5.3 a 5.6 muestran todas las señales provistas por el sensor inercial BNO055: acelerómetro, magnetómetro, giroscopio y cuaternión, en ese orden. Estas señales retratan la rotación arbitraria de un módulo esclavo alrededor del eje Z global y su retorno a la orientación inicial: el giroscopio registra velocidad angular en dicho eje, mientras que el acelerómetro solo registra cambios mínimos en la aceleración lineal.

La aplicación virtual registra el tiempo de captura de las señales con una precisión de 1 milisegundo, lo que permite calcular la frecuencia práctica promedio de actualización de los datos del sensor. Este valor es de 99.9011 Hz, lo que implica un error porcentual de aproximadamente 0.1% con respecto a la frecuencia de muestreo deseada, 100 Hz.

²Dado que la propagación de las ondas de radio es omnidireccional de acuerdo a la línea de visión de las antenas involucradas, ubicar el módulo maestro en el punto medio de un recorrido específico duplica de forma efectiva el alcance en metros del sistema.

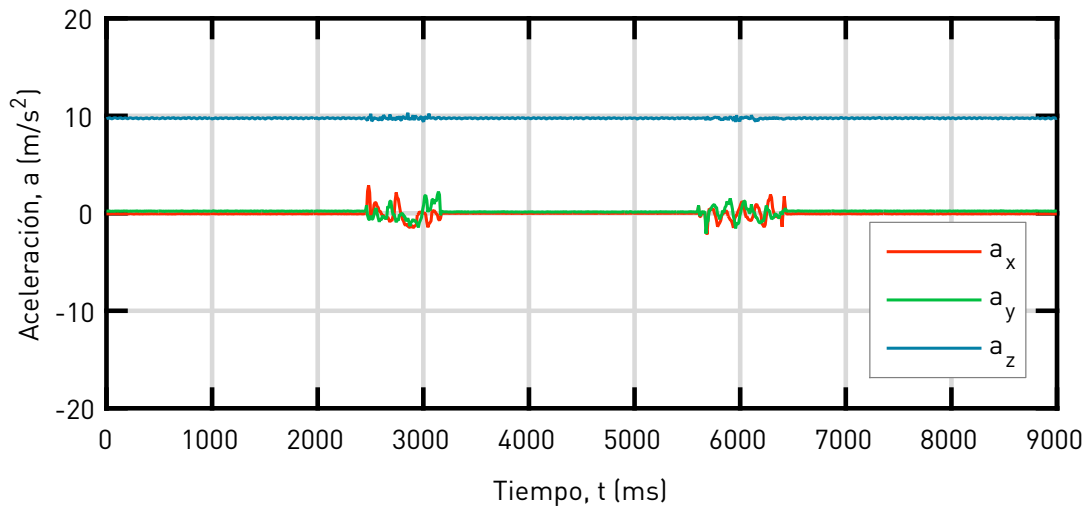


Figura 5.3. Señal del acelerómetro. Las perturbaciones marcan el instante en el que se rota el módulo inercial: ya que la rotación se realiza manualmente, hay ligeros desplazamientos lineales. Se observa como constante la aceleración de la gravedad en el eje Z (azul).

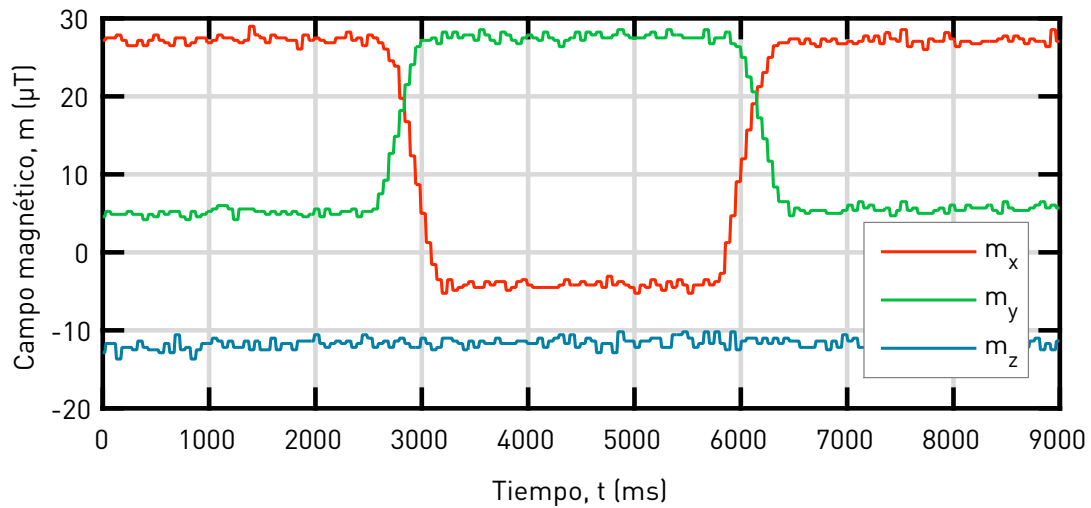


Figura 5.4. Señal del magnetómetro. Este sensor evidencia que el desplazamiento angular ocurre principalmente en el plano transversal. Cabe recordar que la tasa de muestreo del magnetómetro es de 20 Hz, por lo que la gráfica tiene cambios menos suaves que las otras tres señales.

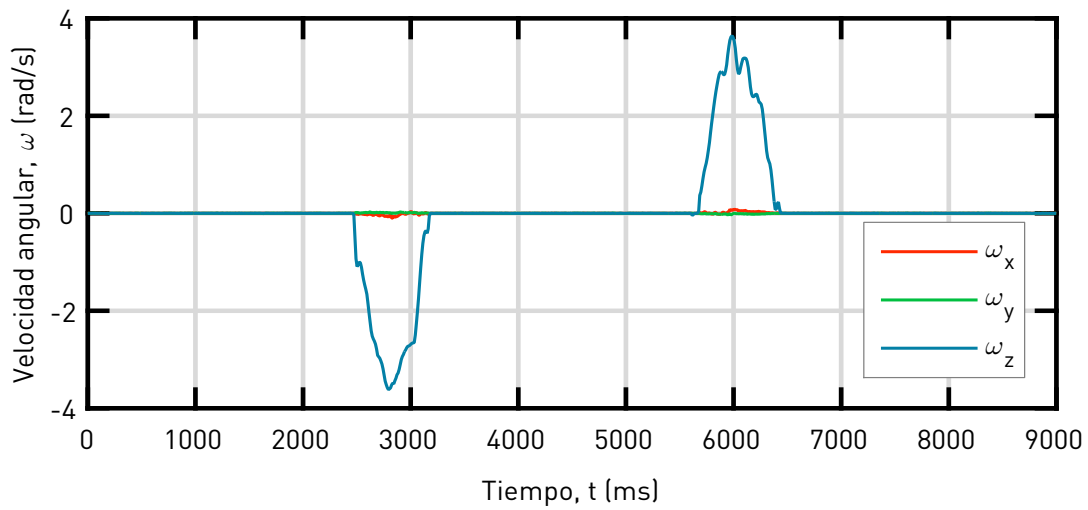


Figura 5.5. Señal del giroscopio. La rotación predominante se da sobre el eje Z global y ocurre dos veces, con signos distintos: al cambiar la orientación del módulo y al retornarlo a la inicial.

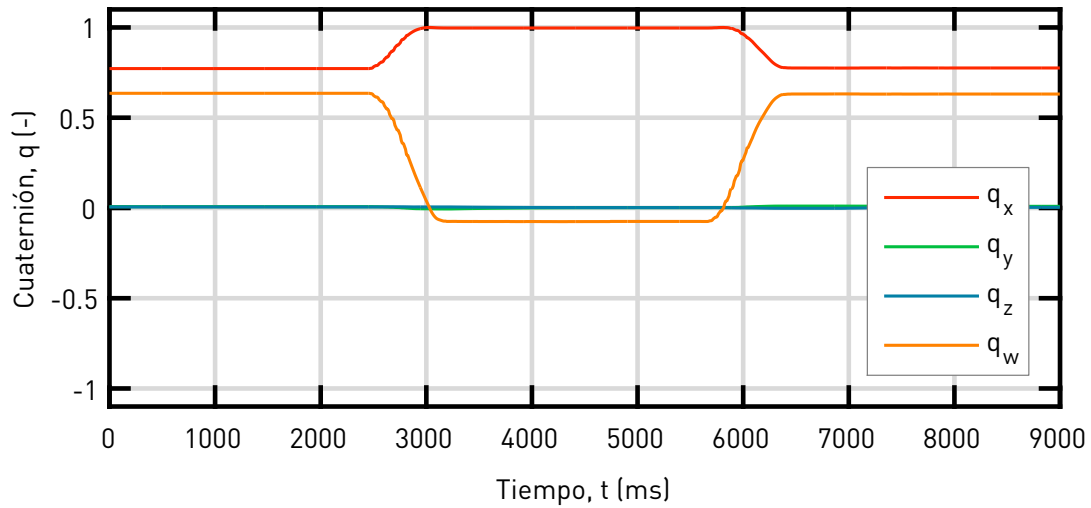


Figura 5.6. Señal del cuaternión. Se observan las dos orientaciones predominantes: la inicial/final y la de la zona central de la gráfica. Para estas orientaciones, la componente q_y de la señal tiene el mismo valor que la componente q_z , por lo que no es completamente visible en la gráfica.

5.1.4. Ángulo sagital

Para validar los ángulos sagitales medidos por Silvereye se realizan dos pruebas. En la primera, se mide la trayectoria angular de una articulación mecánica que rota en un solo plano, lo que permite evaluar la exactitud del sistema en un contexto ideal. La segunda prueba consiste en medir uno de los ángulos de un miembro inferior humano: esto permite examinar el desempeño del sistema en uno de sus casos típicos de uso.

Prueba en goniómetro

Con el objetivo de medir el ángulo de una articulación, se construye un goniómetro mecánico con las dimensiones y la rigidez suficientes para portar un módulo inercial en cada una de sus partes móviles. La función de dicho instrumento es emular una articulación de un grado único de libertad, permitiendo la ejecución de trayectorias angulares arbitrarias.

La prueba de medición consiste en comparar los ángulos obtenidos por medio de la aplicación virtual del Capítulo 4 con los reportados por Kinovea 0.8.25, un software de código abierto diseñado para analizar movimiento humano en un plano. Este software se determina adecuado para la validación de acuerdo a un estudio de Fonda et al., el cual encuentra un error máximo de 3° entre los ángulos reportados por Kinovea y los ángulos de un sistema de captura tridimensional basado en visión, Vicon MX [59].

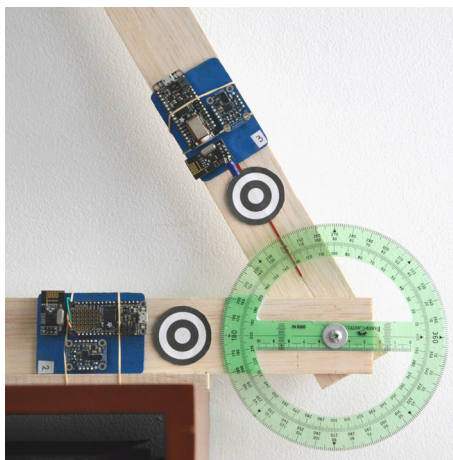


Figura 5.7. Goniómetro equipado con marcadores visuales y módulos inerciales.

La configuración para la prueba puede ser observada en la Figura 5.7, la cual muestra tanto los marcadores visuales usados por Kinovea como los módulos del sistema inercial. El rango angular positivo del goniómetro es su semicírculo superior y la dirección de avance angular positiva es contraria a las manecillas del reloj. La prueba inicia en un ángulo cercano a cero, estando los brazos del goniómetro paralelos. El recorrido angular

es arbitrario y se ejecuta de tal forma que abarque tanto partes del rango angular positivo como del negativo.

Prueba en miembro inferior

Con el fin de evaluar el desempeño del sistema en un escenario típico de uso, se captura el ángulo sagital de la rodilla de un sujeto de prueba por medio de Silvereye y de Kinovea. Convenientemente, el sujeto examinado no presenta ningún impedimento muscular o esquelético y no tiene ninguna lesión que afecte el funcionamiento de sus articulaciones. Para medir el ángulo de la rodilla a partir de Silvereye, se ajusta un módulo inercial a la pierna del sujeto de prueba y otro módulo a su muslo (como se explica en el Capítulo 4). A su vez, la captura angular de Kinovea se basa en tres marcadores ubicados en referencias anatómicas palpables: el trocánter mayor, el epicóndilo lateral del fémur y el maléolo lateral.

La Figura 5.8 permite visualizar los puntos de referencia de la secuencia de movimientos que compone cada ensayo de la prueba. En orden, el sujeto:

1. Ubica su pie derecho adelante (M,F,M)
2. Ubica su pie derecho atrás (M,A,M)
3. Da un paso sin desplazarse (M,A,F,M)
4. Flexiona la rodilla y vuelve a la p. anatómica (M)

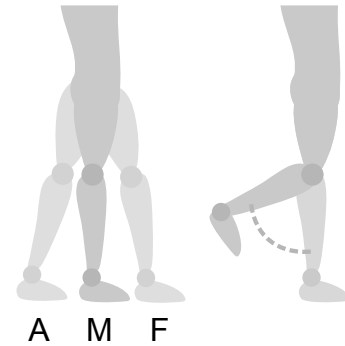


Figura 5.8. Prueba de rodilla

Criterios de comparación

Para cuantificar el error entre los ángulos obtenidos con el sistema inercial (x_i) y los ángulos medidos con el sistema patrón (y_i) se calcula la raíz del error cuadrático medio (RMSE), una medida ampliamente usada en la literatura. Adicionalmente, la similitud entre las trayectorias angulares se cuantifica por medio del coeficiente de correlación (r_{xy}). La definición de ambos índices se muestra respectivamente en (5.1) y (5.2).

$$(5.1) \quad \text{RMSE} = \sqrt{\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (y_i - x_i)^2} \quad (5.2) \quad r_{xy} = \frac{\sum x_i y_i - n \bar{x} \bar{y}}{\sqrt{(\sum x_i^2 - n \bar{x}^2)} \sqrt{(\sum y_i^2 - n \bar{y}^2)}}$$

Resultados y discusión

Al realizar seis ensayos de las pruebas descritas anteriormente se obtienen los resultados de las Tablas 5.2 y 5.3. En primer lugar, es posible observar que todos los ensayos presentan coeficientes de correlación muy cercanos a 1 y que el error RMS registrado no supera los

2.5° para ningún ensayo. Estos valores indican que existe una similitud muy alta entre los ángulos registrados por ambos sistemas de medición.

La prueba que emplea el goniómetro permite evaluar la precisión con la que Silvereye mide el ángulo de una articulación ideal. A pesar de que en este escenario el error RMS es bastante bajo ($1.65^\circ \pm 0.55^\circ$) los datos de error máximo indican que los ángulos medidos por Silvereye pueden alejarse hasta en 6° del valor real². A su vez, el segundo escenario de prueba permite evaluar la precisión de la medida angular de Silvereye en uno de sus casos típicos de uso (sujeción al cuerpo humano). A pesar de tratarse de un escenario más complejo, el RMSE de la prueba de rodilla se mantiene bastante cercano al obtenido anteriormente. En cambio, el error máximo aumenta: se estima que en este caso, los ángulos calculados por Silvereye pueden desviarse hasta 8° del valor real. Las posibles causas de los errores encontrados y su impacto en los resultados obtenidos se discuten en la sección 5.2.

TABLA 5.2
RESULTADOS DE PRUEBA ANGULAR CON GONIÓMETRO

Medida	Ensayo						Media	SD ¹
	1	2	3	4	5	6		
Coef. corr.	1.00	1.00	0.99	0.99	0.99	0.99	0.99	0.00
RMSE (°)	0.97	1.34	2.38	1.93	2.04	1.22	1.65	0.55
Error máx (°)	2.56	2.84	5.28	3.73	4.71	2.65	3.63	1.15

TABLA 5.3
RESULTADOS DE PRUEBA ANGULAR DE RODILLA

Medida	Ensayo						Media	SD ¹
	1	2	3	4	5	6		
Coef. corr.	0.99	0.99	0.99	0.99	0.99	0.99	0.99	0.00
RMSE (°)	1.27	2.33	1.99	2.27	1.22	1.96	1.84	0.48
Error máx (°)	4.53	6.79	4.89	6.46	2.89	4.89	5.07	1.41

Evaluar si la precisión alcanzada por Silvereye es suficiente para su uso en un contexto clínico no es trivial. Además de que no existen estándares que establezcan umbrales de error tolerables para la medición de parámetros cinemáticos de la marcha, es de esperarse que cada escenario de diagnóstico requiera determinarlos con un grado de exactitud diferente. Sin embargo, existen criterios que permiten hacer un análisis cualitativo aproximado, presentados a continuación.

¹SD: Desviación estándar

²Los errores registrados presentan una distribución normal, por lo que se puede estimar que el 95% de las medidas realizadas presentarán un error menor a $E_{max} = Media + 2 \cdot SD$

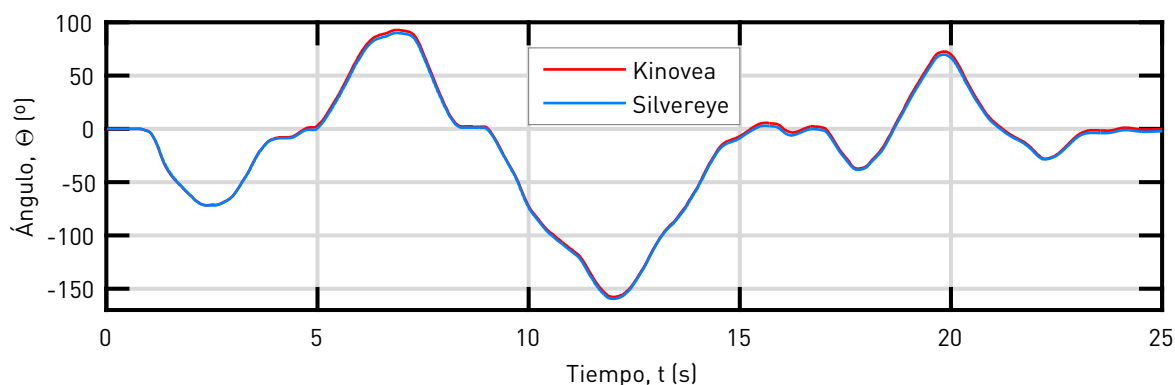


Figura 5.9. Ángulo del goniómetro estimado por Silvereye y Kinovea

Para comenzar, el trabajo de McGinley et al [60] reporta que las evaluaciones clínicas tradicionales miden el rango de movimiento articular en el plano sagital con una variabilidad de entre 5 y 10 grados (usando un goniómetro). Después de recopilar diversos estudios de medición angular a partir de sistemas de visión estereoscópica (3D), los autores establecen que, en general, un error de medición de 2° es lo suficientemente pequeño para ser ignorado en la gran mayoría de escenarios clínicos. Además, dicho trabajo sugiere que errores de 2° a 5° son razonables y que los errores mayores a 5° deben ser examinados en contexto, pues pueden ser lo suficientemente grandes para llevar a interpretaciones incorrectas.

Adicionalmente, resulta relevante comparar las métricas de error obtenidas para Silvereye con las de otros sistemas basados en sensores inerciales. Para esto, la Tabla 5.4 muestra el RMSE reportado por seis estudios que obtienen los ángulos de flexión/ extensión de una rodilla humana. Si bien se observa que el desempeño de Silvereye parece aventajar a muchos otros sistemas de medición, estos resultados deben ser interpretados con cautela.

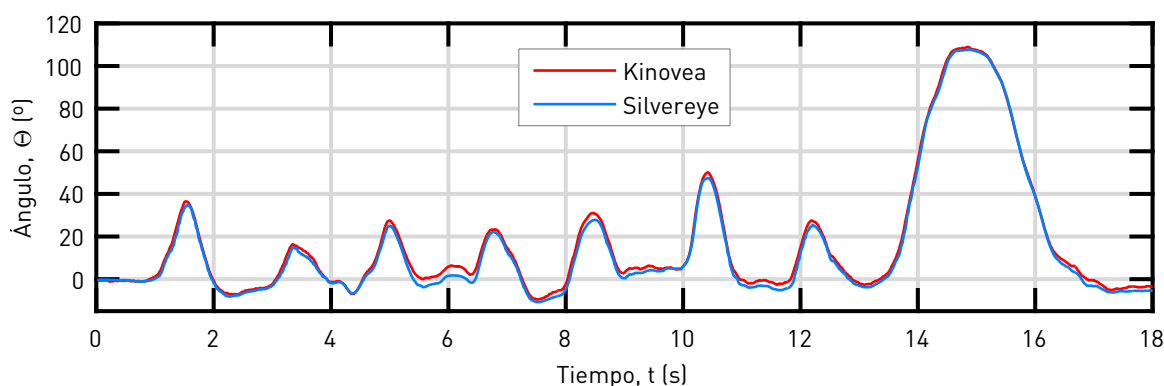


Figura 5.10. Ángulo de flexión/extensión de la rodilla estimado por Silvereye y Kinovea

Esto se debe a que los estudios mostrados se refieren a escenarios en los cuales los sujetos caminan una distancia determinada sobre una plataforma de marcha o sobre una caminadora eléctrica: es de esperarse que el RMSE de Silvereye aumente al ser usado en un escenario dinámico. Además, el patrón de medición empleado por estos trabajos es un sistema estereoscópico, el cual es mucho más exacto que Kinovea.

Gracias a que el RMSE del ángulo sagital de la rodilla se encuentra en un rango aceptable ($<2^\circ$), es posible afirmar que el uso de Silvereye como herramienta de evaluación clínica es prometedor. Sin embargo, es necesario realizar pruebas adicionales para (a) cuantificar el desempeño del sistema en escenarios más exigentes y (b) analizar la recurrencia, magnitud e impacto clínico de los errores máximos presentes en la medición.

TABLA 5.4
RMSE PARA F/E DE RODILLA EN LA LITERATURA

Trabajo	RMSE ($^\circ$)	SD ($^\circ$)
Cooper [61]	0.7	0.2
Favre [57]	1.50	0.40
Silvereye	1.84	0.48
v. d. Noort [62]	2.10	0.60
Seel [54]	3.30	1.20
Nüesch [63]	5.0	1.7
Cloete [64]	9.33	5.45

5.2. Limitaciones del sistema de medición

Esta sección detalla las principales limitaciones de diseño y operación del sistema de medición desarrollado. Estas deben ser tenidas en cuenta para asegurar un funcionamiento apropiado y como base de mejoras futuras.

Sujeción de sensores al cuerpo

Durante el movimiento, cambios en las estructuras elásticas que conforman los segmentos inferiores (músculos, piel, grasa) afectan las mediciones de los sensores sujetos al cuerpo [15]. Los errores transitorios de medición que estos cambios generan se denominan artefactos (del inglés *artifacts*) y se mitigan de dos formas principales [65][54]: mediante un ajuste muy firme de los sensores al cuerpo (método usado en este trabajo) o al colocar los sensores sobre láminas rígidas de plástico que a su vez se anexas al segmento de interés. A pesar de que el efecto de los artefactos se puede minimizar, estos sucesos tienen mayor impacto en algunos tipos de movimientos, pudiendo causar desviaciones angulares de hasta 4° [54].

Alcance y validación

A pesar de que el presente trabajo de grado se enfoca en un plano anatómico, el sistema resultante es capaz de obtener parámetros de la marcha en tres dimensiones. Sin embargo, solo resulta posible hacer una validación en un plano, pues no se cuenta con un sistema patrón que permita hacer un análisis objetivo de desempeño en 3D.

Calibración de postura

Se deben hacer varias precisiones con respecto a la calibración presentada en el Capítulo 4. En primer lugar, este procedimiento asume que cuando una persona se encuentra en la posición anatómica, todos los ejes longitudinales de sus segmentos inferiores son paralelos y señalan hacia arriba. Sin embargo, dado que los ejes longitudinales se basan en la morfología de los huesos, estos no son perfectamente normales al plano del suelo en la práctica. Por esta razón, los ejes de la aplicación virtual diferirán con respecto a los ejes anatómicos de un sistema de análisis de la marcha basado en visión, lo que puede ser una fuente de error a tener en cuenta al realizar una eventual comparación entre sistemas.

Una posible solución para esta situación consiste en añadir un paso de calibración posterior a la alineación sensor-segmento que se base en movimientos predefinidos. La finalidad de este paso adicional es encontrar el desfase angular entre los ejes mecánicos articulares y los ejes asumidos inicialmente, lo que permite corregir la orientación de estos últimos. Sin embargo, ya que este método adicional de calibración no es trivial, se propone para un trabajo posterior al aquí presente.

A pesar de la limitación expuesta, el proceso de calibración descrito es ideal para ser usado con dispositivos de rehabilitación en los cuales los ejes de los segmentos se encuentren alineados entre sí, como exoesqueletos o prótesis. Además, las pruebas realizadas en la sección 5.1.4 indican que el proceso de calibración de postura produce buenos resultados para los movimientos que ocurren en el plano sagital. Sin embargo, es preciso conducir estudios adicionales para determinar la precisión al medir los demás grados de libertad articulares de los miembros inferiores, preferiblemente con un patrón de análisis 3D. Por último, se enfatiza en que el sistema de sensores subyacente es flexible y permite la implementación de procedimientos de calibración más robustos o precisos.

Orientación global y perturbaciones magnéticas

Debido a que los sensores inerciales basan su orientación global en el campo magnético, son sensibles a las perturbaciones de éste. Las principales perturbaciones magnéticas son generadas por otros sub-sistemas electrónicos en la vecindad del sensor (distorsión de hierro duro) y por la interacción de materiales ferromagnéticos con el campo magnético de la tierra (distorsión de hierro suave) [66]. Ya que estas perturbaciones son causadas por el ambiente de medición (no son intrínsecas al sensor), se debe evitar el uso del sistema de medición en la presencia de elementos que pueden afectar el campo magnético cercano a éste como parlantes, imanes y motores grandes. Estudios posteriores deben evaluar el sistema en varios escenarios, como cerca a una caminadora, a un exoesqueleto o a barras de acero, para determinar el efecto de las perturbaciones magnéticas en la medición.

Error angular máximo

A pesar de que los RMSE registrados en las pruebas de comparación angular son bajos ($<2^\circ$), el error máximo entre las medidas de ambos sistemas alcanza 5.3° en la prueba con el goniómetro y 6.8° en la prueba de rodilla. Gracias a que el goniómetro incluye una referencia visual, es posible examinar en detalle los puntos de error máximo del primer escenario de medición y corroborar que el error de medición es intrínseco a Silvereye.

Ya que la orientación global de cada sensor se basa en la fusión de tres tipos de sensores, las causas de los errores de medición mencionados pueden ser muy diversas. Por ejemplo, es posible que la orientación global reportada por los sensores se vea afectada por una distorsión local de campo magnético ya que el BNO055 actualiza continuamente y de forma automática sus referencias. Así mismo, es probable que la fusión sensorial implementada por el fabricante no corrija totalmente los errores de deriva del giroscopio y la medida de orientación global presente un desfase intrínseco³. Por lo anterior, es necesario realizar pruebas adicionales para identificar los escenarios donde se producen errores máximos por causa del sensor BNO055 con el fin de diseñar estrategias para minimizarlos.

La segunda prueba constituye un escenario de mayor complejidad, por lo que los errores encontrados en ésta pueden deberse a factores ajenos al sensor inercial. En primer lugar, el movimiento de los miembros inferiores no ocurre de forma exacta en un plano y la proyección de su movimiento modifica el ángulo articular real [35]. Adicionalmente, los marcadores usados por Kinovea cambian de posición en el miembro inferior durante el movimiento, al estar sujetos a la piel del individuo examinado. Por último, el lente de la cámara de alta velocidad usada para la captura de video no es telecéntrico: se espera que la distorsión de campo afecte los ángulos medidos a mayor distancia del punto de foco.

Discrepancia con recomendaciones de la ISB

Los sistemas coordinados de todos los segmentos inferiores son consistentes con las recomendaciones de la ISB, exceptuando los correspondientes a los pies. Sin embargo, aplicar una rotación de 90° alrededor del eje local Z de estos segmentos es suficiente para garantizar la correspondencia con el estándar, en caso de ser necesario.

Indicador de batería

Ya que la capacidad de una batería de ion de litio varía de acuerdo a su calidad, el indicador de carga restante de un módulo inercial debe ser considerado una aproximación razonable pero inexacta del valor de carga real.

³La hoja de datos del BNO055 especifica un error de rumbo (eje Z global) máximo de $\pm 2.5^\circ$, pero este error no debería evidenciarse en los movimientos en el plano sagital.

Capítulo 6

Conclusiones

El sistema desarrollado en este trabajo de grado, Silvereye, constituye una herramienta apropiada para analizar la cinemática de la marcha humana, pues permite estimar las orientaciones globales de los miembros inferiores en tres dimensiones y medir directamente sus aceleraciones lineales y sus velocidades angulares. Además, al ser un sistema basado en sensores inerciales, Silvereye aventaja en costo, portabilidad y facilidad de uso a los sistemas de análisis cinemático basados en visión estereoscópica.

Gracias al circuito integrado BNO055, las medidas realizadas por Silvereye son comparables a las de otros sistemas comerciales de análisis de marcha que se basan en tecnología inercial. Si bien los rangos de medición de los módulos de Silvereye son iguales o superiores a los de sus contrapartes comerciales, se observa que su frecuencia de muestreo (100 Hz) es ligeramente inferior a la de otras IMU. Sin embargo, la literatura demuestra que dicha frecuencia es suficiente para una medición correcta de la marcha humana.

Las capacidades de medición de Silvereye hacen posible obtener varios parámetros de la marcha, lo que se evidencia al implementar un método para medir los ángulos articulares de flexión/extensión de los miembros inferiores a partir de las señales cinemáticas adquiridas. Al evaluar la precisión de dicho método en una articulación ideal y en una rodilla humana, se determina que Silvereye resulta prometedor como herramienta de evaluación clínica de la marcha. Sin embargo, para determinar completamente los alcances y limitaciones del sistema desarrollado resulta necesario probarlo en escenarios de alta exigencia y compararlo con sistemas patrones de alta precisión.

Además de contar con las ventajas de portabilidad que proporciona estar basado en sensores inerciales, Silvereye emplea un esquema de comunicación inalámbrico, el cual permite analizar la marcha sin interferir con sus patrones naturales. La validación experimental de dicho esquema permite determinar que el alcance de medición del sistema supera la distancia requerida para observar la marcha de un paciente de forma robusta (10m). Adicionalmente, el bajo consumo de energía de los módulos inerciales permite que Silvereye opere de forma ininterrumpida por más de 20 horas, tiempo suficiente para examinar múltiples pacientes.

Gracias al método de calibración de postura propuesto, la instalación del sistema de medición es sencilla y solo requiere de dos consideraciones simples: calibrar los módulos

antes de ubicarlos en los segmentos de un paciente y ubicar de forma cuidadosa el módulo de la cadera. Este procedimiento mejora mucho la usabilidad del sistema, pero es apenas un punto de partida, y debe ser mejorado para reflejar de forma más precisa la alineación real de los ejes articulares de los miembros inferiores. Sin embargo, la implementación actual de este método lo hace adecuado para describir articulaciones ideales (como las presentes en un exoesqueleto) o para analizar la marcha en el plano sagital.

Por último, es relevante mencionar que Silvereye presenta gran flexibilidad para adaptarse a varios escenarios de operación. Por una parte, el sistema cuenta con dos interfaces físicas a través de las cuales puede transmitir los datos cinemáticos capturados: un puerto serial TTL y un puerto USB. Si bien dichas interfaces no pueden estar activas al mismo tiempo, la existencia de ambas opciones hace que Silvereye sea compatible con múltiples equipos de procesamiento preexistentes. Adicionalmente, la infraestructura de medición y transmisión de datos de Silvereye puede ser usada en diversos ámbitos relacionados al movimiento (como robótica y navegación) o adaptada de acuerdo un escenario específico mediante la modificación del código fuente (provisto en la sección de anexos).

6.1. Recomendaciones y trabajo futuro

Una parte del trabajo futuro que surge a partir del sistema desarrollado debe estar orientado a superar o minimizar sus limitaciones actuales y a refinar sus topologías para adaptarlas a escenarios más exigentes. En el ámbito de la transmisión de los datos, por ejemplo, la robustez y el alcance de la red inalámbrica pueden aumentarse por medio de transceptores NRF24L01+ con amplificadores de señal. Con respecto a la portabilidad, el tamaño de los módulos inerciales puede ser reducido por medio de baterías más pequeñas y de la unión de todos los circuitos integrados en una única placa impresa.

Ya que las redes inalámbricas son más susceptibles a interferencia y pérdidas de datos que las cableadas, el uso del sistema en un escenario de control requiere estrategias que puedan lidiar con dichas problemáticas. Frente a la pérdida de datos, se deben considerar desde métodos sencillos hasta estrategias más complejas, de acuerdo a cada caso: las soluciones van desde la retención del último valor recibido de un módulo determinado hasta la predicción de un valor para el dato perdido por medio de un filtro Kalman. Adicionalmente, se debe evaluar si un diseño alternativo del esquema de comunicación permite ofrecer la retransmisión de los paquetes perdidos sin sacrificar la estabilidad de la frecuencia de muestreo.

Como se propone en la sección de limitaciones, es necesario alcanzar márgenes de error inferiores a 2° para garantizar que la medición inercial sea válida en todos los escenarios de evaluación clínica. Para esto, resulta indispensable establecer si los errores máximos

de medición ocurren como resultado de escenarios específicos o por causa del sensor BNO055. En el primer caso, se deben definir escenarios ideales de uso o limitaciones de operación, mientras que en el segundo caso puede resultar efectivo implementar métodos propios de fusión sensorial a partir de las señales sin procesar del sensor.

Por último, resulta atractivo plantear desarrollos futuros a partir del sistema ya desarrollado. Es deseable, por ejemplo, implementar métodos de cálculo de parámetros de la marcha adicionales a los contemplados: esto permite ampliar los tipos de diagnósticos clínicos que Silvereye permite realizar. Adicionalmente, existen diversas áreas de investigación que pueden ser exploradas con Silvereye en su estado actual, como la detección automática de patologías a partir del aprendizaje automático o el reconocimiento de personas a partir de patrones de marcha.

Los resultados obtenidos en este trabajo son prometedores, pues demuestran que es factible implementar sistemas de análisis cinemático de la marcha que sean portátiles, económicos y razonablemente precisos. Sin embargo, el sistema desarrollado es apenas un punto de partida en la investigación del uso sensores inerciales como herramienta de medición: esta tecnología promete enormes ventajas para el análisis y el seguimiento clínico de la marcha, la evaluación del desempeño deportivo y la captura del movimiento humano en general.

Publicaciones

J. Luna, E. Rosero, F. Guerrero, “Silvereye, sistema electrónico para el análisis de la marcha humana en el plano sagital a partir de sensores inerciales”, IX Congreso Iberoamericano de Tecnologías de Apoyo a la Discapacidad – IBERDISCAP, Noviembre de 2017, aceptado para publicación.

A. Astudillo y J. Luna, “Portable Lower Limb Movement Capture System Based on Inertial Sensors and Smartphones”, sometido para publicación.

Bibliografía

- [1] M. W. Whittle, Gait analysis: An introduction, 4th ed., reprinted. Edinburgh: Butterworth-Heinemann, Elsevier, 2008, 255 págs., OCLC: 550932175.
- [2] K. Atkinson, F. Coutts y A.-M. Hassenkamp, Physiotherapy in orthopaedics: A problem-solving approach. Edinburgh; New York: Elsevier/Churchill Livingstone, 2005, OCLC: 57062012.
- [3] D. Gouwanda y S. Senanayake, “Emerging Trends of Body-Mounted Sensors in Sports and Human Gait Analysis,” en 4th Kuala Lumpur International Conference on Biomedical Engineering 2008, Springer, 2008, págs. 715-718.
- [4] A. I. A. Mendoza, T. J. B. Santamaria, V. G. Urrego, J. P. R. Restrepo y M. C. Z. García, “Marcha: Descripción, Métodos, Herramientas de Evaluación y Parámetros de Normalidad Reportados En La Literatura.(Gait: Description, Methods, Assessment Tools and Normality Parameters Reported in the Literature),” CES Movimiento y Salud, vol. 1, n° 1, págs. 29-43, 2013.
- [5] D. Levine, J. Richards, M. Whittle y M. Whittle, eds., Whittle’s Gait Analysis, 5th ed, Edinburgh ; New York: Churchill Livingstone/Elsevier, 2012, 177 págs.
- [6] R. Baker, Measuring Walking: A Handbook of Clinical Gait Analysis. London: Mac Keith Press, 2013, 229 págs., OCLC: ocn829386814.
- [7] J. Perry, Gait Analysis: Normal and Pathological Function. Thorofare, NJ: SLACK, 1992, 524 págs., OCLC: ocm27816876.
- [8] D. A. Winter, Biomechanics and Motor Control of Human Movement, 4th ed. Hoboken, N.J: Wiley, 2009, 370 págs., OCLC: ocn318408191.
- [9] D. H. Sutherland, “The Evolution of Clinical Gait Analysis: Part II Kinematics,” Gait & posture, vol. 16, n° 2, págs. 159-179, 2002.
- [10] C. W. Braune y O. Fischer, Über Den Schwerpunkt Des Menschlichen Körpers: Mit Rücksicht Auf Die Ausrüstung Des Deutschen Infanteristen, ép. Abhandlungen der Mathematisch-Physischen Klasse der Königlich Sächsischen Gesellschaft der Wissenschaften 7. Leipzig: S. Hirzel, 1889, vol. 15.
- [11] N. Jiang, L. Gizzi, N. Mrachacz-Kersting, K. Dremstrup y D. Farina, “A brain-computer interface for single-trial detection of gait initiation from movement related cortical potentials,” Clinical Neurophysiology, vol. 126, n° 1, págs. 154-159, ene. de 2015.
- [12] X. Xu, R. W. McGorry, L.-S. Chou, J.-h. Lin y C.-c. Chang, “Accuracy of the Microsoft Kinect™ for measuring gait parameters during treadmill walking,” Gait & Posture, vol. 42, n° 2, págs. 145-151, jul. de 2015.
- [13] S. Arora, V. Venkataraman, A. Zhan, S. Donohue, K. Biglan, E. Dorsey y M. Little, “Detecting and monitoring the symptoms of Parkinson’s disease using smartphones: A pilot study,” Parkinsonism & Related Disorders, vol. 21, n° 6, págs. 650-653, jun. de 2015.
- [14] P. B. Shull, W. Jirattigalachote, M. A. Hunt, M. R. Cutkosky y S. L. Delp, “Quantified self and human movement: A review on the clinical impact of wearable sensing and feedback for gait analysis and intervention,” Gait & Posture, vol. 40, n° 1, págs. 11-19, mayo de 2014.

- [15] D. Roetenberg, H. Luinge y P. Slycke, "Xsens MVN: Full 6DOF Human Motion Tracking Using Miniature Inertial Sensors," Xsens Motion Technologies BV, Tech. Rep, 2009.
- [16] H. Rouhani, J. Favre, X. Crevoisier y K. Amnian, "Measurement of Multi-Segment Foot Joint Angles during Gait Using a Wearable System," *Journal of biomechanical engineering*, vol. 134, n° 6, pág. 061 006, 2012.
- [17] A. Rampp, J. Barth, S. Schülein, K.-G. Gassmann, J. Klucken y B. M. Eskofier, "Inertial Sensor-Based Stride Parameter Calculation from Gait Sequences in Geriatric Patients," *IEEE transactions on biomedical engineering*, vol. 62, n° 4, págs. 1089-1097, 2015.
- [18] H. Fourati, "Heterogeneous Data Fusion Algorithm for Pedestrian Navigation via Foot-Mounted Inertial Measurement Unit and Complementary Filter," *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, vol. 64, n° 1, págs. 221-229, ene. de 2015.
- [19] A. Findlow, J. Goulermas, C. Nester, D. Howard y L. Kenney, "Predicting lower limb joint kinematics using wearable motion sensors," *Gait & Posture*, vol. 28, n° 1, págs. 120-126, jul. de 2008.
- [20] W. Ouyang, X. Chu y X. Wang, "Multi-Source Deep Learning for Human Pose Estimation," *IEEE*, jun. de 2014, págs. 2337-2344.
- [21] W. Adachi, N. Tsujiuchi, T. Koizumi, K. Shiojima, Y. Tsuchiya e Y. Inoue, "Calculation of Joint Reaction Force and Joint Moments Using by Wearable Walking Analysis System," en *Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2012 Annual International Conference of the IEEE, IEEE*, 2012, págs. 507-510.
- [22] D. A. Winter, "Concerning the Scientific Basis for the Diagnosis of Pathological Gait and for Rehabilitation Protocols," *Physiotherapy Canada*, vol. 37, n° 4, págs. 245-252, 1985.
- [23] R. Drillis, R. Contini y col., *Body Segment Parameters*. New York University, School of Engineering and Science Research Division, NY, 1966.
- [24] R. T. Floyd, *Manual of Structural Kinesiology*, 18th ed. New York, NY: McGraw-Hill, 2012, 408 págs.
- [25] G. Wu y P. R. Cavanagh, "ISB recommendations for standardization in the reporting of kinematic data," *Journal of Biomechanics*, vol. 28, n° 10, págs. 1257-1261, oct. de 1995.
- [26] M. P. T. Silva, J. A. C. Ambrosio y M. S. Pereira, "Biomechanical Model with Joint Resistance for Impact Simulation," *Multibody System Dynamics*, vol. 1, n° 1, págs. 65-84, 1997.
- [27] D. Paley, *Principles of Deformity Correction*. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg, 2002.
- [28] M. H. Oswald, R. P. Jakob, E. Schneider y H.-M. Hoogewoud, "Radiological analysis of normal axial alignment of femur and tibia in view of total knee arthroplasty," *The Journal of Arthroplasty*, vol. 8, n° 4, págs. 419-426, ago. de 1993.
- [29] G. Wu, S. Siegler, P. Allard, C. Kirtley, A. Leardini, D. Rosenbaum, M. Whittle, D. D. D'Lima, L. Cristofolini, H. Witte, O. Schmid e I. Stokes, "ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion—part I: Ankle, hip, and spine," *Journal of Biomechanics*, vol. 35, n° 4, págs. 543-548, abr. de 2002.
- [30] A. M. Hollister, S. Jatana, A. K. Singh, W. W. Sullivan y A. G. Lupichuk, "The Axes of Rotation of the Knee," *Clinical orthopaedics and related research*, vol. 290, págs. 259-268, 1993.
- [31] K. E. Webster, J. E. Wittwer y J. A. Feller, "Validity of the GAITRite® walkway system for the measurement of averaged and individual step parameters of gait," *Gait & Posture*, vol. 22, n° 4, págs. 317-321, dic. de 2005.
- [32] A. Muro-de-la-Herran, B. García-Zapirain y A. Méndez-Zorrilla, "Gait Analysis Methods: An Overview of Wearable and Non-Wearable Systems, Highlighting Clinical Applications," *Sensors*, vol. 14, n° 2, págs. 3362-3394, 19 de feb. de 2014.
- [33] J.-T. Zhang, A. C. Novak, B. Brouwer y Q. Li, "Concurrent Validation of Xsens MVN Measurement of Lower Limb Joint Angular Kinematics," *Physiological Measurement*, vol. 34, n° 8, N63-N69, 1 de ago. de 2013.
- [34] J. G. Richards, "The Measurement of Human Motion: A Comparison of Commercially Available Systems," *Human movement science*, vol. 18, n° 5, págs. 589-602, 1999.

- [35] R. B. Davis, S. Ounpuu, D. J. Tyburski y P. DeLuca, "A Comparison of Two Dimensional and Three Dimensional Techniques for the Determination of Joint Rotation Angles," en *Proceedings of the International Symposium on the 3D Analysis of Human Movement*, vol. 3, 1991, págs. 67-70.
- [36] E. Jovanov, A. Milenkovic, C. Otto y P. C. De Groen, "A Wireless Body Area Network of Intelligent Motion Sensors for Computer Assisted Physical Rehabilitation," *Journal of NeuroEngineering and rehabilitation*, vol. 2, n° 1, pág. 6, 2005.
- [37] J. D. Polk, S. P. Psutka y B. Demes, "Sampling frequencies and measurement error for linear and temporal gait parameters in primate locomotion," *Journal of Human Evolution*, vol. 49, n° 6, págs. 665-679, dic. de 2005.
- [38] E. K. Antonsson y R. W. Mann, "The Frequency Content of Gait," *Journal of biomechanics*, vol. 18, n° 1, págs. 39-47, 1985.
- [39] C. E. Diss, "The Reliability of Kinetic and Kinematic Variables Used to Analyse Normal Running Gait," *Gait & posture*, vol. 14, n° 2, págs. 98-103, 2001.
- [40] J. B. Lee, R. B. Mellifont y B. J. Burkett, "The use of a single inertial sensor to identify stride, step, and stance durations of running gait," *Journal of Science and Medicine in Sport*, vol. 13, n° 2, págs. 270-273, mar. de 2010.
- [41] S. Sprager y M. Juric, "Inertial Sensor-Based Gait Recognition: A Review," *Sensors*, vol. 15, n° 9, págs. 22 089-22 127, 2 de sep. de 2015.
- [42] E. Y. Song y K. B. Lee, "IEEE 1451.5 Standard-Based Wireless Sensor Networks," en *Advances in Wireless Sensors and Sensor Networks*, Springer, 2010, págs. 243-271.
- [43] L.-J. Chen, T. Sun e Y.-C. Chen, "Improving Bluetooth EDR Data Throughput Using FEC and Interleaving," en *International Conference on Mobile Ad-Hoc and Sensor Networks*, Springer, 2006, págs. 724-735.
- [44] C. Gomez, J. Oller y J. Paradells, "Overview and Evaluation of Bluetooth Low Energy: An Emerging Low-Power Wireless Technology," *Sensors*, vol. 12, n° 12, págs. 11 734-11 753, 29 de ago. de 2012.
- [45] T. R. Burchfield, S. Venkatesan y D. Weiner, "Maximizing Throughput in ZigBee Wireless Networks through Analysis, Simulations and Implementations," en *Proceedings of the International Workshop on Localized Algorithms and Protocols for Wireless Sensor Networks*, Citeseer, 2007, págs. 15-29.
- [46] N. Funabiki, K. S. Lwin, M. Kuribayashi e I.-W. Lai, "Throughput Measurements for Access-Point Installation Optimization in IEEE802. 11n Wireless Networks," en *Consumer Electronics-Taiwan (ICCE-TW)*, 2016 IEEE International Conference On, IEEE, 2016, págs. 1-2.
- [47] Y. Liu y X. Han, "Analysis of the Maximal Transmission Rate Based on nRF24L01 Chip System," en *Information Engineering and Computer Science (ICIECS)*, 2010 2nd International Conference On, IEEE, 2010, págs. 1-3.
- [48] J. Penders, J. van de Molengraft, F. Masse, B. Mariani y A. KAMIAR, "S-Sense: A Wireless 6D Inertial Measurement Platform for Ambulatory Gait Monitoring," en *Submitted to the 1st International Conference on Applied Bionics and Biomechanics ICABB-2010*, Venice, Italy, 2010.
- [49] S. ThoiThoi, K. C. Kodur y W. Arif, "Quaternion Based Wireless AHRS Data Transfer Using nRF24L01 and HC-05," en *Microelectronics, Computing and Communications (MicroCom)*, 2016 International Conference On, IEEE, 2016, págs. 1-6.
- [50] TMRh20. (21 de ene. de 2017). Optimized High Speed Driver for the nRF24L01(+) 2.4GHz Wireless Transceiver, dirección: <https://github.com/TMRh20/RF24> (visitado 27-02-2017).
- [51] Lijun Gao, Shengyi Liu y R. Dougal, "Dynamic lithium-ion battery model for system simulation," *IEEE Transactions on Components and Packaging Technologies*, vol. 25, n° 3, págs. 495-505, sep. de 2002.
- [52] W. Wiltschko, U. Munro, H. Ford y R. Wiltschko, "Effect of a Magnetic Pulse on the Orientation of Silvereyes, *Zosterops l. lateralis*, during Spring Migration," *Journal of Experimental Biology*, vol. 201, n° 23, págs. 3257-3261, 1998.
- [53] W. Wiltschko, U. Munro, H. Ford y R. Wiltschko, "Lateralisation of magnetic compass orientation in silvereyes, *Zosterops lateralis*," *Australian Journal of Zoology*, vol. 51, n° 6, pág. 597, 2003.

- [54] T. Seel, J. Raisch y T. Schauer, "IMU-Based Joint Angle Measurement for Gait Analysis," *Sensors*, vol. 14, n° 4, págs. 6891-6909, 16 de abr. de 2014.
- [55] K. Kunze y P. Lukowicz, "Dealing with Sensor Displacement in Motion-Based Onbody Activity Recognition Systems," en *Proceedings of the 10th International Conference on Ubiquitous Computing*, ACM, 2008, págs. 20-29.
- [56] R. Takeda, S. Tadano, A. Natorigawa, M. Todoh y S. Yoshinari, "Gait posture estimation using wearable acceleration and gyro sensors," *Journal of Biomechanics*, vol. 42, n° 15, págs. 2486-2494, nov. de 2009.
- [57] J. Favre, B. Jolles, R. Aissaoui y K. Aminian, "Ambulatory measurement of 3D knee joint angle," *Journal of Biomechanics*, vol. 41, n° 5, págs. 1029-1035, 2008.
- [58] T. Beravs, P. Reberšek, D. Novak, J. Podobnik y M. Munih, "Development and Validation of a Wearable Inertial Measurement System for Use with Lower Limb Exoskeletons," en *Humanoid Robots (Humanoids)*, 2011 11th IEEE-RAS International Conference On, IEEE, 2011, págs. 212-217.
- [59] B. Fonda, N. Sarabon y F.-X. Li, "Validity and reliability of different kinematics methods used for bike fitting," *Journal of Sports Sciences*, vol. 32, n° 10, págs. 940-946, 15 de jun. de 2014.
- [60] J. L. McGinley, R. Baker, R. Wolfe y M. E. Morris, "The reliability of three-dimensional kinematic gait measurements: A systematic review," *Gait & Posture*, vol. 29, n° 3, págs. 360-369, abr. de 2009.
- [61] G. Cooper, I. Sheret, L. McMillian, K. Siliverdis, N. Sha, D. Hodgins, L. Kenney y D. Howard, "Inertial sensor-based knee flexion/extension angle estimation," *Journal of Biomechanics*, vol. 42, n° 16, págs. 2678-2685, dic. de 2009.
- [62] J. C. van den Noort, A. Ferrari, A. G. Cutti, J. G. Becher y J. Harlaar, "Gait analysis in children with cerebral palsy via inertial and magnetic sensors," *Medical & Biological Engineering & Computing*, vol. 51, n° 4, págs. 377-386, abr. de 2013.
- [63] C. Nüesch, E. Roos, G. Pagenstert y A. Mündermann, "Measuring joint kinematics of treadmill walking and running: Comparison between an inertial sensor based system and a camera-based system," *Journal of Biomechanics*, mar. de 2017.
- [64] T. Cloete y C. Scheffer, "Benchmarking of a Full-Body Inertial Motion Capture System for Clinical Gait Analysis," en *Engineering in Medicine and Biology Society*, 2008. EMBS 2008. 30th Annual International Conference of the IEEE, IEEE, 2008, págs. 4579-4582.
- [65] F. Attal, S. Mohammed, M. Dedabrishvili, F. Chamroukhi, L. Oukhellou e Y. Amirat, "Physical Human Activity Recognition Using Wearable Sensors," *Sensors*, vol. 15, n° 12, págs. 31314-31338, 11 de dic. de 2015.
- [66] V. Renaudin, M. H. Afzal y G. Lachapelle, "Complete Triaxis Magnetometer Calibration in the Magnetic Domain," *Journal of Sensors*, vol. 2010, págs. 1-10, 2010.
- [67] D. W. Vander Linden, S. J. Carlson y R. L. Hubbard, "Reproducibility and Accuracy of Angle Measurements Obtained under Static Conditions with the Motion Analysis™ Video System," *Physical Therapy*, vol. 72, n° 4, págs. 300-305, 1992.

Anexo A: Atribución de figuras

Esta sección lista las figuras que se usan en este trabajo sin que hayan sido creadas por su autor. A menos de que se especifique una licencia, las figuras mencionadas son propiedad de su respectivo autor o editor y se reproducen de acuerdo a las políticas de uso justo. Las figuras que no aparecen en este listado son propiedad del autor (Juan Manuel Luna) y se encuentran bajo la licencia general de este trabajo, CC BY-NC-ND 2.5 CO, disponible en <https://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/2.5/co/>.

Figura 2.1: Basada en varias gráficas de Baker [6] y Perry [7] que explican los procesos de marcha.

Figura 2.2: “Planos anatómicos y segmentos inferiores” es una modificación de “Human anatomy planes”, de David Richfield, licenciada bajo CC BY-SA 4.0 y disponible en <https://doi.org/10.15347/wjm/2014.009>. La Figura derivada preserva la licencia CC-BY-SA 4.0.

Figura 2.3: Basada en el trabajo de Whittle [1]. Licenciada bajo CC BY-SA 4.0 ya que es construida a partir de la modificación de las siguientes imágenes: (a) “Human skeleton diagrams-lateral and anterior” de Patrick J. Lynch, ilustrador médico; y C. Carl Jaffe, MD, cardiólogo. Figura con licencia CC BY 2.5, disponible en https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Skeleton_whole_body.svg. (b) “Ankle Joint Arthritis” de Harrygouvas, disponible con licencia CC BY-SA 3.0 en https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Ankle_Joint_Arthritis.jpg. (c) “My Left Foot: top” de elizaIO, disponible con licencia CC BY-SA 2.0 en <https://www.flickr.com/photos/elizaio/6224404628>.

Figura 2.4: Reproducida a partir del estándar para reporte de datos cinemáticos propuesto por la ISB en el trabajo de Wu [25].

Figura 2.5: Basada en los modelos biomecánicos presentados en el trabajo de Winter [8].

Figura 2.6: Basada en el trabajo de Paley et al. [27], construida a partir de una imagen de dominio público tomada de <https://pixabay.com/photo-41513/>.

Figura 3.2: Construida a partir de varias imágenes diseñadas por Freepik para www.flaticon.com. Estas se encuentran disponibles en: (a) http://www.flaticon.com/free-icon/cpu-chip_75124, (b) http://www.flaticon.com/free-icon/wireless-internet_149192, (c) http://www.flaticon.com/free-icon/compass_179621 y (d) http://www.flaticon.com/free-icon/wire_329673.

Figura 3.7 : Incluye la fotografía “Silvereye.NZ” realizada por Bernard Spragg y liberada al dominio público. Esta imagen está disponible en <https://flic.kr/p/uFfVgS>.

Figura 4.1 : Adaptada a partir del trabajo de Seel et al. [54]. La figura original, “Sensor fusion of the gyroscope-based and the accelerometer-based knee angle of a leg prosthesis” está licenciada bajo CC BY 3.0 y se encuentra disponible en <http://dx.doi.org/10.3390/s140406891>.

Figura 4.3 : Adaptada a partir del trabajo de Seel et al. [54]. La figura original, “Examples for calibration motions that are used in the literature” está licenciada bajo CC BY 3.0 y se encuentra disponible en <http://dx.doi.org/10.3390/s140406891>.

Figura 4.9 : Modificada a partir de la Figura “Parts of the Human Body. Posterior view, anterior view”, de Sir Henry Morris. Esta imagen pertenece al dominio público y su versión vectorial está disponible en <https://openclipart.org/detail/254801/>.

Anexo B: Definiciones matemáticas

Rotación de un vector 3D a partir de un cuaternión

Dados un vector \mathbf{v} y un cuaternión \mathbf{q} , definidos como

$$\mathbf{v} = (a, b, c) \in \mathbb{R}^3, \\ \mathbf{q} = (w, x, y, z),$$

es posible obtener un vector $\mathbf{v}' = \mathbf{q} \odot \mathbf{v}$ que represente el resultado de aplicar la rotación \mathbf{q} a \mathbf{v} . El operador \odot simboliza tres operaciones fundamentales. En primer lugar, se construye un cuaternión \mathbf{q}_v puramente imaginario a partir de \mathbf{v} , con la expresión

$$\mathbf{q}_v = (0, \mathbf{v}).$$

Este resultado es luego rotado por \mathbf{q} y por su conjugado por medio del producto de cuaterniones:

$$\mathbf{q}'_v = \mathbf{q}^* \otimes \mathbf{q}_v \otimes \mathbf{q}$$

Finalmente, descartar la primera fila del cuaternión \mathbf{q}'_v permite obtener el vector rotado resultante:

$$\mathbf{v}' = \begin{pmatrix} 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \mathbf{q}'_v$$

Producto entre cuaterniones o producto de Hamilton

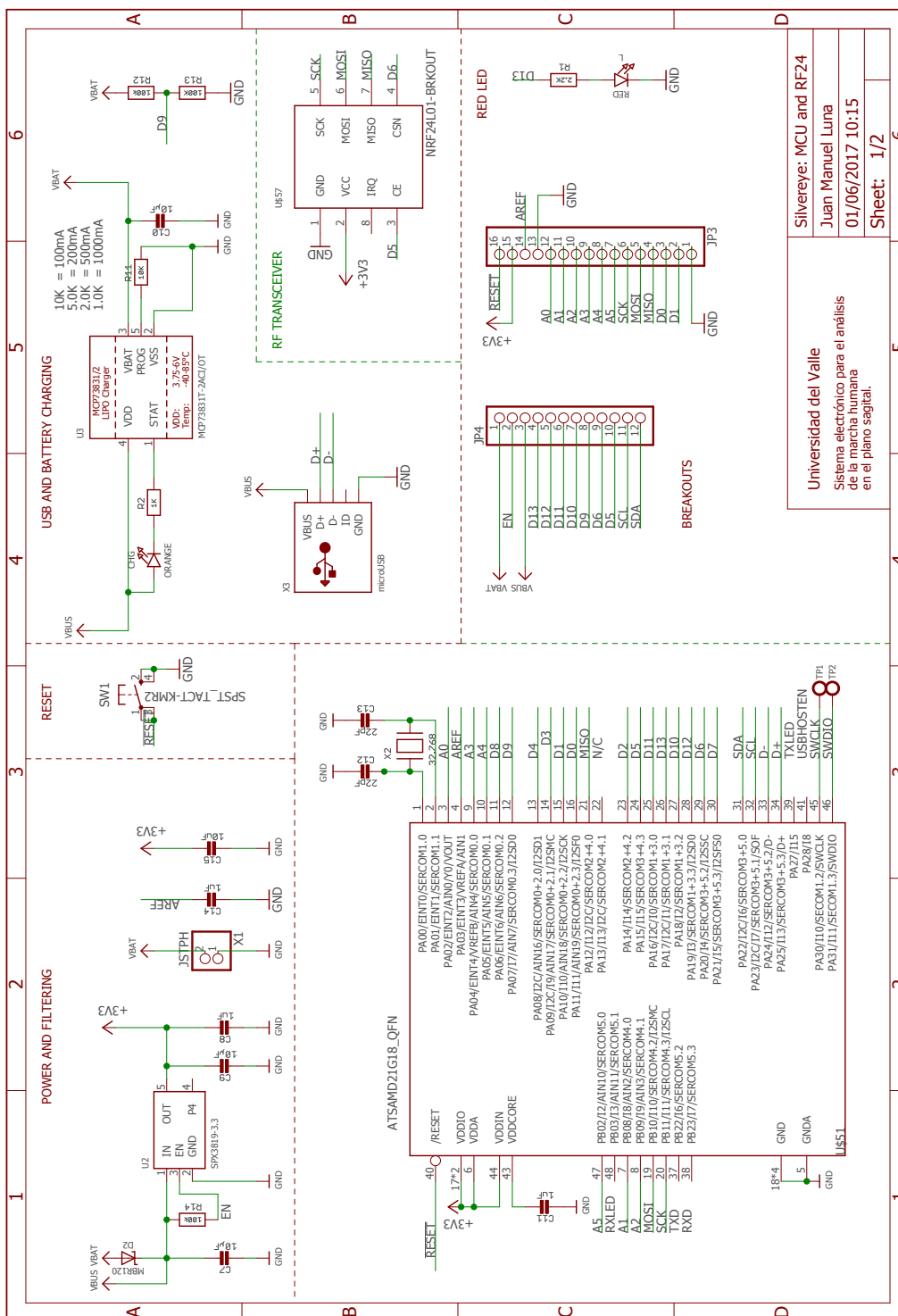
El producto $q_a \otimes q_b$ entre dos cuaterniones definidos como

$$q_a = a_1 + b_1 \mathbf{i} + c_1 \mathbf{j} + d_1 \mathbf{k}, \\ q_b = a_2 + b_2 \mathbf{i} + c_2 \mathbf{j} + d_2 \mathbf{k},$$

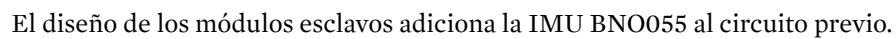
obedece a la expresión

$$\begin{aligned} q_a \otimes q_b = & a_1 a_2 - b_1 b_2 - c_1 c_2 - d_1 d_2 \\ & + (a_1 b_2 + b_1 a_2 + c_1 d_2 - d_1 c_2) \mathbf{i} \\ & + (a_1 c_2 - b_1 d_2 + c_1 a_2 + d_1 b_2) \mathbf{j} \\ & + (a_1 d_2 + b_1 c_2 - c_1 b_2 + d_1 a_2) \mathbf{k}. \end{aligned}$$

Anexo C: Diagramas electrónicos



Este diagrama es la base de tanto el módulo maestro como los módulos esclavos ya que contiene el microcontrolador y el transceptor inalámbrico.



Anexo D: Código fuente del sistema

El código fuente que permite el funcionamiento de los módulos descritos en el Capítulo 3 y de la aplicación virtual mostrada en el Capítulo 4 se omite de este trabajo por limitaciones de espacio. Dicho código está disponible de forma pública en un repositorio Git, accesible mediante la dirección <https://github.com/juanmalunatic/silvereye>. Este repositorio contiene también las versiones modificables de los circuitos impresos que componen el sistema de medición.